

Aus: ORTHOPÄDISCHE KLINIK UND POLIKLINIK
DER FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN IM OSKAR-HELENE-HEIM
Direktor: PROF. DR.-MED. G. FRIEDEBOLD

**DIE BEANSPRUCHUNG DES MENSCHLICHEN
FEMUR NACH IMPLANTATION
VON
FEMUR-TRICHTER-NETZEN**

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
DIPL.-ING. VIKTOR HILGENDORFF
BERLIN

1984

Aus: ORTHOPÄDISCHE KLINIK UND POLIKLINIK DER FREIEN
UNIVERSITÄT BERLIN IM OSKAR-HELENE-HEIM

direktor: PROF. DR.-MED. G. FRIEDEBOLD

DIE BEANSPRUCHUNG DES MENSCHLICHEN FEMUR NACH
IMPLANTATION
VON
FEMUR-TRICHTER-NETZEN

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
DIPL.-ING. VIKTOR HILGENDORFF
BERLIN

Referent: Prof. Dr. med. G. Friedebold

Korreferent: Prof. Dr. med. M. Weigert

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 13. Januar 1984

ABSTRACT

Hilgendorff, Viktor:

Die Beanspruchung des menschlichen Femur nach Implantation von Femur-Trichter-Netzen

Femur-Trichter-Netze (FTN) werden zusätzlich zur Hüftendoprothese (HEP) in das Femur eingebracht und ebenfalls mit Polymethylmethacrylat (PMMA) fixiert.

VOORHOEVE (1980, 1981), der die FTN entwickelte und in die Klinik einführte, beurteilt die biomechanische Wirkung dieser FTN anhand einer analytischen Spannungsanalyse.

Danach ist die biomechanische Zweckmäßigkeit der FTN wie folgt gekennzeichnet:

- Reduzierung der durch Implantation einer HEP erhöhten Umfangsspannung im proximalen Femur
- Anhebung der Längsspannungen im Femur
- Übernahme (zum größten Teil) der durch den Verlust des Hüftkopfes verlorengegangenen Verteilerfunktion
- Abbau von Längs- und Umfangsspannungen im Zement.

In der vorliegenden Arbeit wurde die biomechanische Auswirkung von FTN in einer experimentellen Spannungsanalyse untersucht.

Dehnungsmeßstreifen (DMS), die auf verschiedene Femurpaare aufgebracht wurden, erlauben die Beurteilung des Verformungszustandes der Femuroberfläche unter weitgehend physiologischer Belastung.

- In den eigenen Versuchen zeigte sich keine grundsätzliche Erhöhung der Umfangsspannungen nach Prothesenimplantation im proximalen Femur. In Übereinstimmung mit VOORHOEVE sind

nach zusätzlicher Implantation eines FTN die Umfangsspannungen zwar durchaus geringer, jedoch wird die Verformung dadurch - insbesondere des medialen proximalen Femur - noch unphysiologischer.

- Eine eindeutige Tendenz der Anhebung der Längsspannung im Femur durch FTN war im Versuchsstand nicht zu beobachten.
 - Daß FTN eine Verteilerfunktion ähnlich dem Hüftkopf übernehmen, ist anhand der experimentell gewonnenen Verformungswerte nicht zu bestätigen.
 - Eingeschränkt ist die Aussagekraft der Versuche hinsichtlich des Verformungszustandes im Zement, an der Kompakta-Innenseite und der Spongiosa, da die hier auftretenden dreidimensionalen Spannungszustände mit DMS nur unzureichend zu erfassen sind.
- Daher kann eine Stellungnahme, ob FTN die Zementspannungen ändern, an dieser Stelle nicht abgegeben werden.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
VORWORT	8
EINLEITUNG	10
0 AUFGABENSTELLUNG UND ZIELE DER VORLIEGENDEN ARBEIT	11
1 KLINISCHE ASPEKTE DER ENDOPROTHETIK	12
1.1 Historische Entwicklung der Alloarthroplastik	12
1.2 Indikationen für den Hüftgelenkersatz	13
1.3 Klinische Ergebnisse	14
1.4 Zur Problematik der Prothesenlockerung	15
2 GRUNDLAGEN DER MECHANIK	20
2.1 Kraft	20
2.2 Spannung	20
2.3 Dehnung und Elastizität	22
2.4 Zum Begriff der reinen Biegung	25
3 BIOMECHANIK DES FEMUR	28
3.1 Die wichtigsten Verfahren der Beanspruchungs- analyse des Femur	28
3.1.1 Finite-Element-Methode	28
3.2 Beanspruchung des intakten Femur	29
3.2.1 Belastung des Femur beim Stand auf beiden Beinen	29
3.2.2 Belastung des Femur während der Standphase des Gehens	30
3.2.2.1 Statische Belastung des Femur- kopfes	30
3.2.2.2 Dynamische Belastung des Femurkopfes	33
3.3 Anpassung des proximalen Femur an seine Beanspruchung	35
3.4 Spannungsverlauf am intakten Femur	38
3.5 Spannungsverlauf am Femur mit Prothese	39

	Seite
4 DEHNUNGSMESSTREIFEN	41
4.1 Dehnungsmessung mit DMS	41
4.1.1 Wirkungsweise	42
4.1.2 Aufbau metallischer DMS und Anwendung	42
4.1.3 Verschaltung in Wheatstone'scher Brücke	44
5 VERSUCHSAUFBAU	46
5.1 Belastungsvorrichtung	46
5.2 Prüfmaschine	50
5.3 Meßwertaufnahme	51
5.3.1 Dehnungsmessung am Femur	51
5.3.2 Dehnungsmessung am Prothesenschaft	51
5.4 Meßverstärkung	52
5.5 Störgrößenreduzierung	53
5.6 Datenerfassungssystem	53
5.7 Datenverarbeitung	53
5.7.1 Hardware	53
5.7.2 Software zur Dehnungsmessung	54
5.7.2.1 Abgleichschleife	55
5.7.2.2 Meßschleife	58
5.7.2.3 Bemerkungen zu Dehnungen bzw. Spannungen am Knochen	61
5.7.2.4 Flußdiagramm zur Dehnungsmessung	62
5.7.2.5 Rechnerprogramm "Verformungsmessung"	63
5.7.2.6 Ergebnisausdruck	70
5.8 Schema des kompletten Versuchsaufbaus	72
6 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	73
6.1 Allgemeine Bemerkungen	73
6.2 Links/Rechts-Vergleich	74
6.3 Materialauswahl und -entnahme	75
6.4 Vorversuche	75
6.5 Materialvorbehandlung	76
6.6 Belastung des Femur im Versuch	77

	Seite
6.7 Versuchsprogramm	78
7 ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER STANDARDVERSUCHE	81
7.1 Dehnungen am intakten Femur	83
7.2 Dehnungen am Femur mit Implantaten	86
7.2.1 Femur mit Prothese	87
7.2.2 Femur mit Prothese und Trichternetz	90
8 ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER ZUSATZVERSUCHE	98
8.1 Einfluß des Prothesenkragens	98
8.1.1 Einfluß von Resorptionszone und Lastspielzahl	98
8.2 DMS auf dem Prothesenschaft	101
 LITERATURVERZEICHNIS	 104
ANHANG Erklärung der wichtigsten Formelzeichen, Abkürzungen und Fachausdrücke	113
Technischer/Biomechanischer Bereich	113
Medizinischer Bereich	115
 LEBENS LAUF	 117

VORWORT

Diese Arbeit behandelt ein interdisziplinäres Thema aus dem medizinisch-technischen Bereich, ein medizinisches Problem der Endoprothetik, bearbeitet mit in der Technik üblichen Verfahren. Dem Ingenieur als auch dem Mediziner sollen die wesentlichen Aspekte nahegebracht werden.

Um die Barrieren, die zum Teil durch die unterschiedliche Materie als auch durch deren sprachlich differente Behandlung innerhalb dieser beiden Berufsgruppen herrühren, möglichst gering zu halten, wird folgender Weg beschritten:

- Verwendung - soweit möglich - der deutschen Begriffe.
- Beschreibung bzw. Erklärung der nicht vermeidbaren Fachausdrücke, entweder im Text selbst oder anhand einer alphabetisch geordneten Liste im Anhang.
- Knappe Einführungen in zum Verständnis notwendige Grundlagen (z.B. der technischen Mechanik).

Die Experimente wurden im Biomechanik-Labor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin im Oskar Helene Heim durchgeführt. Dem Ärztlichen Direktor, Herrn Prof. Dr.-med. G. FRIEDEBOLD, möchte ich herzlich danken, daß er die Laboreinrichtungen zur Verfügung gestellt hat.

Bei dem Leiter des Biomechanik-Labors,
Herrn Dr.-Ing. G. BERGMANN, sowie bei allen weiteren
Mitarbeitern des Labors, bedanke ich mich für die tat-
kräftige Unterstützung, die sie mir bei allen Problemen
in einem freundschaftlich-kollegialen Arbeitsklima haben
zukommen lassen. Ohne ihre Hilfe wäre die Arbeit nicht
zustandegekommen.

Die Fa. Mecron stellte freundlicherweise die Implantate
und Teile der Versuchseinrichtung zur Verfügung.

Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr.-med. U.M. GROSS
(Klinikum Steglitz) für die bereitwillige Unterstützung
der Versuche.

Ganz besonders dankbar bin ich meiner Mutter, die freund-
licherweise die mühevollen Schreibarbeiten auf sich nahm.

EINLEITUNG

Der totale Hüftgelenkersatz ist zu einer Standardoperation geworden, die allein in Deutschland mehr als 100.000 mal durchgeführt wurde.

Die beachtlichen Erfolge basieren nur zum Teil auf rein medizinischem Fortschritt. Gerade an dem komplexen Problem des totalen Hüftgelenkersatzes ist deutlich geworden, welche Fortschritte durch interdisziplinäre Zusammenarbeit erzielt werden können.

Auf der einen Seite stehen medizinische Probleme: Indikationsstellung, Operationstechniken, Infektionsprophylaxe, Biokompatibilität usw., auf der anderen Seite technische Aufgabenstellungen der Biomechanik, Werkstofftechnik, Fertigungstechnik, Verfahrenstechnik.

Die interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen Arzt und Ingenieur, zweier Berufsgruppen, die bei oberflächlicher Betrachtung nur wenig Gemeinsamkeiten zeigen, erbrachte für viele Patienten eine Linderung der Beschwerden, wenn nicht gar eine völlige Beschwerdefreiheit.

Die in den letzten 20 Jahren stark verbesserten klinischen Ergebnisse belegen die Richtigkeit des eingeschlagenen Weges. Immer noch zu verzeichnende Mißerfolge fordern aber dazu auf, die Anstrengungen zu intensivieren, um die noch nicht bewältigten Probleme zu lösen.

O AUFGABENSTELLUNG UND ZIELE DER VORLIEGENDEN ARBEIT

Ziel einer Beanspruchungsanalyse des menschlichen Femur ist die möglichst vollständige Beschreibung des Verformungs- oder Spannungszustandes des Knochens unter physiologischer Belastung.

Eine exakte analytische Lösungsmöglichkeit für dieses Problem existiert nicht. Daher ist man gezwungen, rechnerische Näherungsverfahren oder experimentelle Methoden anzuwenden.

Bei einer für solche Problemfälle oft in der Technik benutzten experimentellen Methode werden Dehnungs-Meß-Streifen (DMS) auf dem zu untersuchenden Bauteil befestigt und erlauben so eine punktuelle Erfassung des Verformungsverhaltens.

Mithilfe der DMS-Technik soll in der vorliegenden Arbeit die Beanspruchung des menschlichen Femurs untersucht werden, wenn ein "Femur-Trichter-Netz" (FTN) zusätzlich zur Hüftendoprothese (HEP) implantiert ist.

Von diesem FTN wird erwartet, daß es eine physiologischere Knochenbeanspruchung hervorruft als die HEP allein und somit das Implantat dauerhafter verankert.

Außerdem wird das FTN für Reoperationen gelockerter HEP vorgeschlagen.

In dieser Arbeit soll versucht werden, die Knochenbeanspruchung mit und ohne FTN miteinander zu vergleichen, und die biomechanische Zweckmäßigkeit des FTN zu beurteilen.



1 KLINISCHE ASPEKTE DER ENDOPROTHETIK

1.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER ALLOARTHROPLASTIK

Bedeutende Stationen in der Entwicklung der Hüftendoprothesen waren die Kopfprothesen aus Elfenbein (DELBET, 1903) bzw. Kunststoff (R. und J. JUDET, 1947) sowie die Muldenarthroplastik (SMITH-PETERSEN, 1948), bei der eine Kappe aus Vitallium auf den Hüftkopf gestülpt wurde. Die weitere Entwicklung vollzog sich über metallische Kopf-Hals-Prothesen (MOORE und BOHLMANN, 1940; THOMPSON und EICHER, 1950) zu den ab 1956 verwendeten Totalendoprothesen (TEP), bei denen beide Gelenkanteile des erkrankten Hüftgelenks - Kopf und Pfanne - ersetzt werden (nach HUGGLER, 1968 und RUCKELSHAUSEN, 1973).

Bewährt haben sich zwei Konstruktionsprinzipien:

Typ I "Metall auf Metall" (MC KEE, 1956; RING, 1967)

Typ II "Metall auf Kunststoff" (CHARNLEY, 1958).

In der Klinik durchgesetzt hat sich der Typ II, nachdem CHARNLEY (ca. 1960) über einen verkleinerten (metallischen) Kopfdurchmesser das Reibungsmoment (vgl. auch CHARNLEY, 1979), Probleme der Körperverträglichkeit des Pfannenmaterials durch die Verwendung von Polyäthylen verringert und die Fixation der Komponenten mittels Acrylzement verbessert hatte (EFTEKHAR, 1978).

Eine von MÜLLER (1964) entwickelte zementfixierte TEP mit veränderter Geometrie und biege-resistenterer Schmiedelegierung fand ebenfalls klinisch eine breite Anwendung (nach GANZ, 1979).

Zahlreiche Modelle entsprechend Typ II sind zur Zeit auf dem Markt; sie unterscheiden sich in Geometrie und Legierungsbestandteilen und in der Verankerung im Knochen.

Eine weitere Möglichkeit der endoprothetischen Versorgung, insbesondere für jüngere Patienten, ist mit der Einführung der Gleitpaarungen Keramik/Keramik (BOUTIN, 1972; SALZER et. al., 1978; MITTELMEIER, 1980) bzw. Keramik/Polyäthylen gegeben.

Deren geringer Verschleiß und die zunehmend durchgeführte zementfreie Implantation von TEP (MITTELMEIER, 1976,

1980) lassen längere Implantationszeiten erhoffen.

1.2 INDIKATIONEN FÜR DEN HÜFTGELENKSERSATZ

Nach HOHMANN (1973), GANZ und RÜTER (1973) gelten folgende Indikationen für den Hüftgelenkserersatz:

- Allgemeine Indikationen (nach Versagen konservativer Therapie)

Koxarthrose (primär oder sekundär)

Hüftkopfnnekrosen

- Spezielle Indikationen

Dysplasiearthrosen

Hüftgelenksarthrosen im Rahmen der primär-chronischen

Polyarthrititis bzw. Spondylarthrititis ankylopoetica

Hüftarthrodesen (inklusive fehlgeschlagener Arthrodesen
Versuche)

Hängehüftenoperationen

Frakturen im Hüftbereich

Knochentumoren und tumorartige Veränderungen im Bereich
des Hüftgelenks

Die Entscheidung, welches Prothesenmodell verwendet wird, richtet sich nach dem Allgemeinzustand des Patienten und nach den pathologisch-anatomischen Verhältnissen.

Die häufigsten Indikationen für zementfixierte Kopf- und Totalendoprothesen sind Koxarthrose und Frakturen des proximalen Femur bei Patienten im höheren Lebensalter. Hier wird der Zementfixierung der Vorrang gegeben, da diese Patienten nur noch eine geringe Lebenserwartung haben, ein reduzierter Allgemeinzustand oder ein anderes Grundleiden eine Teilbelastung ausschließen und eine sofortige Vollbelastung gewährleistet sein muß und manche dieser Patienten schon vor dem Unfall bettlägerig gewesen sind.

Letztere werden unter dem Gesichtspunkt der besseren Pflegemöglichkeit operiert.

1.3 KLINISCHE ERGEBNISSE

Verbesserte Operationstechniken, weiterentwickelte Prothesen verbunden mit breiterer Indikationsstellung haben den Hüftgelenkersatz zu einer Standardoperation werden lassen, die weltweit mehr als 200.000 mal pro Jahr durchgeführt wird (MILLER et.al., 1978).

Mittlerweise sind genügend Langzeitstudien veröffentlicht, in denen Zeitspannen von 5 oder 10 oder auch mehr Jahren überblickt werden. Je nachdem unter welchen Gesichtspunkten die Langzeitstudien ausgewertet wurden, zeigen sich zum Teil recht unterschiedliche Resultate.

Unter dem Aspekt der Schmerzfreiheit berichten BECKENBAUGH und ILSTRUP (1978) aus der Mayo-Clinic, daß von 271 Patienten 5 Jahre postoperativ 80,9 % keine Schmerzen verspürten. Bei weiteren 16,5 % seien nur geringe Schmerzen aufgetreten.

Ähnliche Ergebnisse geben FRIEDEBOLD et.al. (1973) an; über 90 % der Patienten waren postoperativ schmerzfrei. Ausgewertet wurden 365 Patienten, bei denen 414 TEP - davon 49 mal doppelseitig - implantiert waren.

BAUR (1976) stellte die Schmerzangaben von Patienten gegenüber, denen unterschiedliche Prothesentypen implantiert worden waren. Patienten mit einer Müller/Charnley-Prothese waren zu 50 % postoperativ schmerzfrei, dagegen Patienten mit einer Weber-Prothese nur zu ca. 30 %.

CHARNLEY (1979) gibt postoperative Schmerzfreiheit bei 86 % der Patienten an. Die Untersuchung an 547 Patienten erfolgte im Mittel 8,3 Jahre nach der Implantation.

In einer vergleichenden Betrachtung der Literaturangaben diverser Autoren belegen DEBRUNNER und IZADPANAH (1976), daß 70 bis 100 % der Patienten durch die Implantation einer TEP vom Schmerz befreit werden konnten.

Weitere Aspekte, unter denen der Operationserfolg betrachtet wird, sind z.B. (vgl. die oben angegebene Literatur)

- Gelenkbeweglichkeit (aktiv und passiv)
- Gehfähigkeit

aber auch radiologische Kriterien wie

- Resorptionssäume an Knochen/Zement-Grenzschicht
- Osteolysezeichen
- Stellungsveränderungen der Implantate
- Lockerungszeichen.

Auf die Problematik der Prothesenlockerung, die für den Patienten im allgemeinen eine erneute Operation bedeutet, wird im nächsten Abschnitt näher eingegangen.

1.4 ZUR PROBLEMATIK DER PROTHESENLOCKERUNG

Die Prothesenlockerung ist nur eine der möglichen Komplikationen der Endoprothetik, auf die jedoch nach UNGETHÜM (1980) z.Zt. die häufigsten Mißerfolge zurückzuführen sind. Während eine Implantatlockerung im Rahmen einer Frühkomplikation z.B. durch Unverträglichkeitsreaktionen auf den Knochenzement oder Frühinfektionen (KEHR, 1973) bedingt sein kann, gewinnen als Faktoren der Spätkomplikation auch zunehmend biomechanische Einflüsse an Bedeutung. Mechanische Ursachen können zu Ermüdungsbrüchen des Prothesenschaftes oder zu Zementfrakturen führen. Aber auch für dystrophische Knochenreaktionen werden biomechanische Faktoren verantwortlich gemacht (HUGGLER et.al., 1978), insbesondere unphysiologische Beanspruchungen, die den Knochen nicht mehr nach Betrag, Richtung oder Charakter natürlich beanspruchen. In diesem Zusammenhang sind örtliche Spannungsspitzen, kleinste relative Mikrobewegungen in der Grenzschicht (PERREN et.al., 1975) orthograd zur Knochenoberfläche gerichtete Kräfte (HUGGLER et.al., 1978), aber auch eine zu geringe Beanspruchung zu nennen.

Der Knochen versucht sich der veränderten Situation anzupassen. Durch Knochenumbau, d.h. Auf- oder Abbau und -umstrukturierung können Zonen höherer und geringer Dichte entstehen (WILLERT und SEMLITSCH, 1980). Wenn eine Entlastung zu einer Knochenresorption geführt hat, spricht man von funktioneller Atrophie.

Aus dem Knochenabbau kann eine höhere Belastung des PMMA resultieren. Wird dadurch der Knochenzement überlastet, ergeben sich über eine geringere Abstützfunktion ebenfalls Spannungserhöhungen im Prothesenschaft. Wie UNGETHÜM (1980) zeigen konnte, verschiebt sich bei gelockerten Prothesen das Spannungsmaximum in den weniger belastbaren distalen Schaftbereich. Mit zunehmender proximaler Auslockerung kommt der Varusposition steigende schädliche Bedeutung zu, die schließlich zum Prothesenbruch führen kann.

In welcher Reihenfolge dieser Lockerungsprozess abläuft, ist immer noch umstritten.

CROWNINSHIELD et.al. (1983) vermuten ein primäres Versagen des Knochenzementes. Dem Knochenumbau am Calcar infolge veränderter Beanspruchung messen sie eine geringere Bedeutung bei.

VOORHOEVE et.al. (1981) dagegen erklären den Bruch des Knochenzementes überwiegend als Folge der Knochenresorption.

Auch die Häufigkeit der Osteolyse ist in der Literatur unterschiedlich angegeben. Während STAUFFER (1982) an 14 % der 231 untersuchten Hüften eine Osteolysezone unterhalb des medialen Prothesenkragens beobachtete, konnte BAUR (1976) dieses Phänomen "am medialen Stemkragen im Bereich des Adam'schen Bogens" in etwa 30 % der Fälle antreffen. Mit 16,1 % gibt BECKENBAUGH (1978) die Häufigkeit der Calcar-Resorption an.

Ein noch ungünstigeres Bild erhält WROBLEWSKI (1982). In einem Überblick über 120 Prothesenschaftbrüche fand er in 73,3 % eine Knochenresorption ("Loss of calcar height").

Dagegen stehen die Ergebnisse von STAUFFER (1982), der im Rahmen derselben Untersuchung (s.oben) nur an vier gelockerten Prothesen auch gleichzeitig einen Knochendefekt fand. Die Ausdehnung der Resorptionszone in Schaftrichtung gibt er von ein bis neun Millimeter an mit der Besonderheit, daß in 75 % keine Zunahme des Knochenabbaus im fünften bis zehnten Jahr nach der Implantation zu beobachten war.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß ein Knochenabbau medial unterhalb des Prothesenaufsitzes die Biomechanik der Implantatverankerung nachteilig verändert, ohne daß Lockerung oder Bruch der Prothese resultieren müssen.

Der Resorptionszone, deren Ursache nicht vollständig geklärt ist, kommt als einem Faktor der Prothesenlockerung große klinische Bedeutung zu.

Die Überbrückung der Resorptionszone, die bei einem Prothesenwechsel durchzuführen ist, kann große Schwierigkeiten bereiten. Eine Auffüllung des Defektes mit PMMA stellt nach VOORHOEVE et.al. (1981) eine mechanisch unbefriedigende Lösung dar, die in immer kürzer werdenden Intervallen erneute Prothesenwechsel bedingt.

VOORHOEVE (1980) gibt ein Verfahren an, das von ihm seit einigen Jahren klinisch erfolgreich angewendet wird. Er entwickelte aus Titanblech gefertigte Trichternetze, die zusätzlich zur HEP mit in den Zement eingebettet werden. In Abb. 1.1 ist der Typ des in den eigenen Versuchen verwendeten FTN zusammen mit der ebenfalls verwendeten HEP gezeigt. Genaue Bezeichnungen der verwendeten Implantate sind in Abschnitt 6.2 aufgeführt.

VOORHOEVE (1980) beobachtete, daß sich der Knochen am Prothesenaufsitz spontan erholen und wieder aufbauen kann. Genaue Angaben zur Häufigkeit dieser spontanen Erholung sind nicht angegeben.

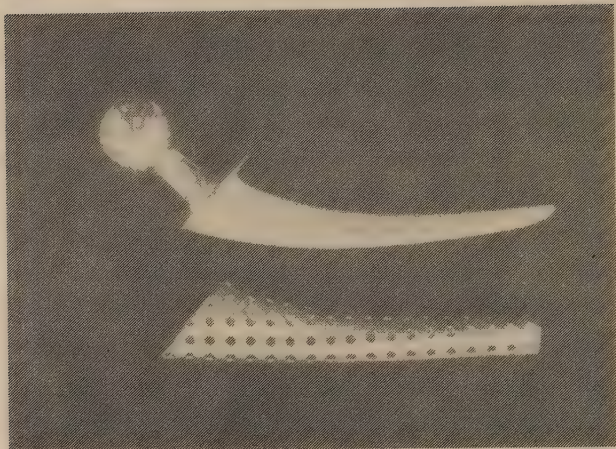


Abb. 1.1

Von VOORHOEVE entwickeltes FTN, das gemeinsam mit der HEP in das Femur eingelassen wird. (Hersteller Fa. Mecron, Berlin)

Die Fa. Mecron bietet inzwischen FTN unterschiedlicher Formen und Abmessungen an, die auch als doppelte Trichternetzkonstruktionen erhältlich sind. Sie bestehen aus einem kleineren Innennetz, das in ein größeres äußeres eingelassen wird.

Mit einer analytischen Spannungsanalyse (FEM, s. auch Abschnitt 3.1.1) ermittelten VOORHOEVE et.al. (1981) die folgenden biomechanischen Eigenschaften des Metall-Zement-Verbundeinsatzes, bestehend aus HEP, Zement und FTN.

(Zitate 1 bis 5 aus VOORHOEVE et.al. 1981, S.504)

1. Bei der zementierten Totalendoprothese des Hüftgelenkes wird mit dem Verlust des Hüftkopfes die Verteilung der Kräfteinleitung in den Femur gestört. Es kommt zu Spannungsumlagerungen im proximalen Anteil des Femur. Knochenresorptionen am Prothesenaufsitz und Auslockerung oder Bruch der Prothese sind die Folge.

2. Die Defektüberbrückung der bei einem Prothesenwechsel gefundenen Knochendefekte am Prothesenaufsitz ausschließlich durch Knochenzement führt zu einer biomechanisch völlig unzureichenden Situation.

3. Verbundeinsätze in Form von Femurtrichternetzen verbessern die Umfangsspannungsverteilung im Femur außerordentlich. Ferner wird eine Verringerung der Längsspannung am Einleitungsbeginn in den Femur (Prothesenaufsitz) und eine größere Biegesteifigkeit durch das hohe Trägheitsmoment des Verbundes erreicht. Das Femurtrichternetz übernimmt zum großen Teil die durch den Verlust des Hüftkopfes verlorengegangene Verteilerfunktion.

4. Das lange Femurtrichternetz führt zu einer vermehrten Kraftaufnahme distal im Femur.

5. Das kurze Femurtrichternetz vermeidet diese vermehrte Kraftaufnahme, hat aber bei der Reduzierung der schädlichen Umfangsspannung den gleichen Effekt.

Eine andere Methode der Defektüberbrückung, mit der ebenfalls eine größere Biegesteifigkeit erzielt wird, ist von SCHNEIDER (1982) angegeben: Technik der Verkeilung mit Platten.

Osteosyntheseplatten werden so in die Markhöhle eingeführt, daß eine solide Verkeilung des Prothesenschaftes gegen die Kortikalis resultiert.

Erklärtes Ziel ist die zementarme Fixierung eines biegesteifen Implantats, das die Deformation des Knochenlagers und damit auch die Relativbewegungen verhindert, die SCHNEIDER für die Knochenresorption verantwortlich macht.

Bei so durchgeführten Reoperationen konnte ein spontaner Wiederaufbau der Schaftkortikalis beobachtet werden.

Spannungsanalytische Untersuchungen zu dieser Methode werden von SCHNEIDER nicht erwähnt.

2 GRUNDLAGEN DER MECHANIK

Bevor auf die Biomechanik des Femur weiter eingegangen wird, sollen einige häufig verwendete Grundbegriffe der Mechanik erläutert werden, soweit sie unabdingbar sind für das Verständnis der Femurbeanspruchung (Abschnitt 3) und die Funktionsweise von Dehnungsmeßstreifen (Abschnitt 4).

Der Einfachheit halber wird auf differentielle Darstellung in mathematischen Gleichungen verzichtet.

2.1 KRAFT

Nach dem Hauptaxiom der Mechanik (RECKLING, 1968)

$$F = m \cdot b \quad (\text{Newton'sches Axiom}) \quad (\text{Gl. 2.1})$$

besteht zwischen der Kraft F und der Beschleunigung b des Körpers ein linearer Zusammenhang mit der Proportionalitätskonstante m , der Masse des Körpers. Als Sonderfall dieses Newton'schen Grundgesetzes gilt das Gallileische Fallgesetz $F = m \cdot g$. Dies als Veranschaulichung: Die Kraft F , die auf einen frei fallenden Körper einwirkt, ergibt sich aus dem Produkt seiner Masse m mit der Erdbeschleunigung g .

Im SI Maßsystem ist für die Krafteinheit

1 Newton = 1 N = 1 kg m/s² eingeführt, in Worten: 1 N ist die Kraft, die einer Masse von 1 kg eine Beschleunigung von 1 m/s² erteilt. Zur Festlegung einer Kraft - z.B. Muskelkraft - müssen die Größe, d.h. der absolute Betrag und ihre Wirkungsrichtung bekannt sein. Kräfte lassen sich daher als Vektoren (Pfeile) versinnbildlichen. Zugkräfte werden als positiv definiert, Druckkräfte als negativ.

2.2 SPANNUNG

Spannungen werden als Kraft pro Flächeneinheit definiert. Sie werden zerlegt in zwei Komponenten:

Normalspannung σ : Durch eine Kraft F_s senkrecht zum Flächenelement A hervorgerufen

$$\sigma = \frac{F_s}{A} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (\text{Gl. 2.2})$$

Schubspannung τ : Durch eine Kraft F_p parallel zum Flächenelement A hervorgerufen

$$\tau = \frac{F_p}{A} \quad (\text{N/mm}^2) \quad (\text{Gl. 2.3})$$

Die Spannung kann in der Berührungsfläche zweier Körper wirken, dann ist es eine flächenhaft verteilte äußere Kraft, z.B. Druck- oder Oberflächenspannung. Nun ist ein Körper, auf den eine Kraft einwirkt, in seinem Inneren nicht spannungsfrei; die auf die Oberfläche einwirkende Kraft pflanzt sich in das Innere des Körpers fort, so daß an jedem inneren Punkt Kräfte angreifen. Diese inneren Spannungen genannten Kräfte sind wichtig zu wissen, will man die Beanspruchung eines Körpers beurteilen. Der Zugang zu diesen inneren Spannungen erfolgt nach einer Hypothese Eulers (SZABO, 1966), nach dem sogenannten Schnittprinzip. Erklärung anhand eines Bildes:

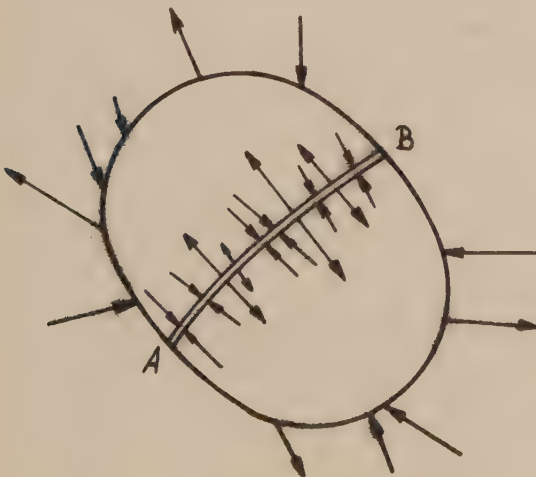


Abb. 2.1

Ein beliebig geformter Körper wird durch äußere Kräfte belastet. Dann wirken in der Schnittebene AB innere Spannungen

Auf den beliebigen Körper in Abb. 2.1 wirken die als Pfeile gezeichneten Kräfte. Legt man einen gedachten Schnitt AB durch den Körper, so wirken an der Schnittfläche die inneren Spannungen, deren Größe je nach Lage der Schnittfläche unterschiedlich ist.

Die Extremalwerte der Normal- und Schubspannungen werden als Hauptspannungen definiert. Zur Beschreibung dieser Größen sind entsprechende Winkelangaben notwendig, aus denen hervorgeht, in welchen Ebenen sie wirken.

2.3 DEHNUNG UND ELASTIZITÄT

Am Beispiel des Zugversuchs sollen die Begriffe

Dehnung	ϵ
Elastizitätsmodul	E - Modul
Querkontraktion	ν

erläutert werden.

Der Zugversuch ist ein in der Werkstofftechnik zur Bestimmung von Werkstoffkonstanten häufig durchgeführter Versuch, in dem das Verhalten fester Körper unter Belastung ermittelt wird (STÜWE, 1969).

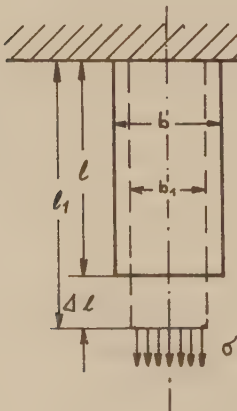


Abb. 2.2

Zugversuch.

Der oben eingespannte Stab wird durch eine Zugkraft gedehnt

Ein Stab mit der Querschnittsfläche A (z.B. kreisförmig), der Länge l und Breite b , der oben eingespannt ist, werde durch eine über die Querschnittsfläche A konstante Normalspannung σ belastet. Dies entspricht einer Zugkraft $F = + \sigma \cdot A$. Dadurch wird er auf die Länge l_1 verlängert.

Die relative Längenänderung

$$\frac{l_1 - l}{l} = \frac{\Delta l}{l} \quad (\text{Gl. 2.4})$$

wird Dehnung genannt und mit ε bezeichnet.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (\text{Gl. 2.5})$$

mit Δl : Längenänderung
 l : Bezugslänge

Die Dehnung kann ein positives oder negatives Vorzeichen haben, je nachdem ob an dem Stab eine Zug- oder Druckspannung angreift. Eine positive Dehnung wird durch Zugspannungen im Stab verursacht und bewirkt dessen Verlängerung ($\Delta l > 0$).

Druckspannungen dagegen bewirken eine negative Dehnung ($\Delta l < 0$) und können auch als "Stauchung" bezeichnet werden.

Die Dehnung ε ist der Quotient aus zwei Längenangaben, mithin erhält ε die Einheit m/m. Mathematisch korrekt läßt sich dieser Bruch kürzen, ε erhält dann die unanschauliche Einheit 1, der die eigentliche Bedeutung nicht mehr anzusehen ist. Da die Längenänderung Δl in der Technik meist nur Millimeter oder Bruchteile davon beträgt, wird meist die Längenänderung in tausendstel Millimeter (μm) angegeben. In diesem Fall muß bei Bezeichnung einer Dehnung die Maßeinheit der Bezugslänge (m) mit angegeben werden (HOFFMANN, 1976).

In dieser Arbeit wird weiterhin für die Dehnung ε die Maßeinheit $\mu\text{m}/\text{m}$ bzw. 10^{-6} m/m verwendet.

Wird der Stab mit einer zunehmenden Zugkraft belastet, so wird er zunehmend gedehnt. Dieser Zusammenhang zwischen Kraft F bzw. Spannung σ und der Dehnung ε ist je nach Material unterschiedlich und nicht zwangsläufig linear. Er kann durch sogenannte Spannungs-Dehnungs-Diagramme wie in Abb. 2.3 dargestellt werden. Aufgetragen ist die Spannung σ in z.B. N/mm^2 über der Dehnung ε in z.B. $\mu\text{m}/\text{m}$.

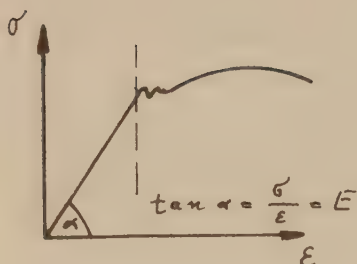


Abb. 2.3
Spannungs-Dehnungs-
Diagramm

Links von der gestrichelten Linie stehen die beiden Größen in einem linearen Verhältnis. Die Dehnung ist proportional zur Spannung. In diesem linearen Bereich gilt das "Hooke'sche Gesetz" (Gl. 2.6) mit der Materialkonstante E , dem sogenannten Elastizitätsmodul: $\sigma = E \cdot \epsilon$

Kennzeichnend ist ein elastisches Werkstoffverhalten, nach Entlastung geht der Stab auf seine Ausgangsmaße zurück. Er

zeigt keine bleibende Verformung.

Wird der lineare Bereich überschritten, tritt eine plastische, d.h. bleibende Verformung auf. Dieser Bereich interessiert in diesem Zusammenhang nicht (vgl. die angegebene Literatur).

Mit einem standardisierten Zugversuch kann so für jeden Werkstoff die Werkstoffkonstante E-Modul ermittelt werden.

Weiterhin gilt das "Hooke'sche Gesetz" nur für homogene Werkstoffe mit isotropem Verhalten. Isotrop im werkstofftechnischen Sinne ist ein Werkstoff dann, wenn er nach allen Richtungen gleiche Eigenschaften, z.B. gleiches Dehnungsverhalten in unterschiedlichen Richtungen bei gleicher Belastung aufweist.

Zur Problematik, die das "Material" Knochen hinsichtlich dieser Anforderungen zeigt, wird in Abschnitt 3.1 näher eingegangen.

Wie Abb. 2.2 weiterhin zeigt, ändert sich mit der Länge l des Stabes auch seine Breite b . Er wird schmaler und erleidet somit eine "Querdehnung" ϵ_q .

Analog zur Längendehnung wird die Querdehnung ε_Q so definiert:

$$\varepsilon_Q = \frac{b_1 - b}{b} \quad (\text{Gl. 2.7})$$

Werden die Änderungen in Längs- und Querrichtung miteinander ins Verhältnis gesetzt, erhält man die Querkontraktionszahl m .

$$\frac{\varepsilon}{\varepsilon_Q} = m = \frac{1}{\nu} \quad (\text{Gl. 2.8})$$

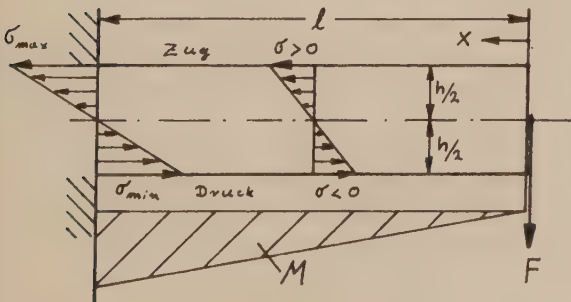
Deren Kehrwert ν wird als Poissonzahl bezeichnet und ist wie der E-Modul eine werkstoffspezifische Größe. Für die meisten Materialien beträgt ν etwa 0,3.

Damit sind die beiden Stoffgrößen erklärt, die das elastische Verhalten eines isotropen Werkstoffs beschreiben, soweit sie im Rahmen dieser Arbeit benötigt werden.

2.4. ZUM BEGRIFF DER REINEN BIEGUNG

Treten - anders als im Zugversuch, der durch in Achsenrichtung auftretende Kräfte gekennzeichnet war - an einem Balken Kräfte auf, die senkrecht zu seiner Achse verlaufen, so wird der Balken "gebogen". Der Spannungszustand ist nun durch gleichzeitige Druck- und Zugspannungen gekennzeichnet. In Abb. 2.4 ist ein horizontaler Balken mit rechteckigem Querschnitt der Breite b und Höhe h auf der linken Seite eingespannt. Am rechten Ende greift die Kraft F vertikal an (RECKLING, 1969)

Abb. 2.4



Einseitig eingespannter gerader Biegebalken. Zug- und Druckspannungen ober- bzw. unterhalb der Mittellinie dargestellt, sowie Biegemomentenverlauf M (unten)

Oberhalb der Mittellinie treten Zugspannungen auf (symbolisiert durch die nach links weisenden Pfeile). Sie sind an der Oberkante am größten und fallen zur Mittelachse hin auf Null ab. Die untere Balkenseite wird gleicherweise durch Druckspannungen beansprucht.

Zwei wichtige Schlußfolgerungen lassen sich daraus ableiten:

- die Normalspannungen sind über dem Querschnitt nach einem linearen Gesetz verteilt
- die maximale Beanspruchung (größter Druck- bzw. Zugbereich) ergibt sich an der Außenfläche.

Ist mit einem geeigneten Meßverfahren (s. Abschnitt 4) die Dehnung an der Oberfläche bestimmt worden, so ist mit der maximalen Dehnung auch die maximale Beanspruchung bekannt; weiterhin kann gesagt werden, daß die Dehnung zum Inneren des Balkens geradlinig abnimmt. Das gilt allerdings nur für Balken aus homogenem Material.

Wie verhält sich nun die Dehnung an unterschiedlichen Stellen - von der Einspannstelle links bis zum rechten Ende? Diese Frage ist identisch mit der Frage nach dem - mechanisch gesprochen - Biegemomentenverlauf. Der Begriff Biegemoment bringt schon zum Ausdruck, daß dieses Moment den Balken zu biegen, d.h. seiner Achse eine Krümmung aufzuzwingen sucht.

Das Biegemoment M ergibt sich im einfachsten Fall aus dem Produkt aus Kraft F und Kraftarm x :

$$M = F \cdot x \quad (\text{N} \cdot \text{m}) \quad (\text{Gl. 2.9})$$

Es nimmt also mit zunehmendem Abstand x von der Kraft zu. Dies ist aus der Erfahrung bekannt, je größer die Länge eines einseitig eingespannten Balkens, desto größer ist bei gleicher Kraft seine Durchbiegung.

Die Ermittlung des Biegemomentenverlaufs kann in diesem Fall sehr leicht anhand zweier charakteristischer Stellen geschehen. Man betrachte das Moment am Balkenende ($x = 0$)

$$M(x = 0) = F \cdot 0 = 0$$

und an der Balkeneinspannstelle ($x = 1$)

$$M(x = 1) = F \cdot l$$

Bei $x = 0$ ist das Moment $M(x)$ Null, bei $x = 1$ ist es maximal. Aus Gl. 2.9 folgt ein linearer Verlauf für $M(x)$ zwischen den beiden Extremwerten, dargestellt als Dreieck unter dem Balken in Abb. 2.4.

Im Querschnitt des Balkens stellen sich die Druck- bzw. Zugspannungen entsprechend dem Biegemomentenverlauf dar:

An der Stelle $x = 0$

$$M(x = 0) = 0 \quad \sigma = 0 \quad (\epsilon = 0)$$

an der Stelle $x = 1/2 \cdot l$

$$M(x = 1/2 \cdot l) = 1/2 M_{\max} \Rightarrow \sigma = \pm 1/2 \sigma_{\max} \quad (\epsilon = \pm 1/2 \epsilon_{\max})$$

an der Stelle $x = l$

$$M(x = l) = M_{\max} \Rightarrow \sigma = \pm \sigma_{\max} \quad (\epsilon = \pm \epsilon_{\max})$$

Die Zugspannungen oberhalb, die Druckspannungen unterhalb der Mittellinie steigen linear vom Balkenende bis zur Einspannstelle an, symbolisiert durch die unterschiedliche Kantenlänge des dreieckigen Druck- bzw. Zugspannungsverlaufs.

Nach der kurzen Schilderung grundlegender Gesichtspunkte der allgemeinen Mechanik soll nun die spezielle Biomechanik des Femur folgen.

3 BIOMECHANIK DES FEMUR

3.1 DIE WICHTIGSTEN VERFAHREN DER BEANSPRUCHUNGSANALYSE DES FEMUR

Die Methoden der Beanspruchungsanalyse am Femur lassen sich in analytische und experimentelle einteilen.

Eine analytische, wie sie eben für den Balken kurz skizziert wurde, trifft am Femur auf unüberwindliche Hindernisse, die zum einen in der äußerst schwierigen mathematischen Beschreibung der Morphologie des Femur bestehen, zum anderen ist mit den Methoden der Mechanik eine Bestimmung der auf die Hüfte wirkenden Kräfte nur eingeschränkt möglich. Weiterhin ist der "Werkstoff" Knochen nicht homogen und zeigt im Zugversuch ein ausgesprochen anisotropes Verhalten: Der E-Modul schwankt, je nachdem in welcher Richtung die Belastung aufgebracht wird, zwischen 15 000 und 20 000 N/mm² für die Kortikalis und zwischen 40 und 2 000 N/mm² für die Spongiosa (ROHLMANN, 1981a).

Damit ist nur eine vereinfachte analytische Untersuchung der Knochenbeanspruchung möglich.

ROHLMANN (1981a) vergleicht die Verfahren, die bisher zur Beanspruchungsanalyse angewandt worden sind: Von den analytischen kommt danach nur die Finite-Element-Methode in Betracht (s. unten). Die genauesten quantitativen Ergebnisse experimenteller Methoden sind mit der DMS-Technik zu erzielen (vgl. Abschnitt 4).

3.1.1 FINITE-ELEMENT-METHODE (FEM)

Die FEM ist ein numerisches Verfahren, das mit der Entwicklung leistungsfähiger Computer eng verbunden ist (KNOTHE, 1975). Das zu untersuchende Objekt wird in eine Vielzahl geometrisch einfach aufgebauter Elemente (z.B. dreieckige Scheiben) zerlegt, deren Verhalten einzeln betrachtet wird.

Aus der Summe der Einzelbetrachtungen folgt dann quasi mosaikartig zusammengesetzt das Verhalten des kompletten Objekts. Die dabei auftretende Datenfülle (bis zu einigen tausend Elementen) ist nur mittels Rechneinsatzes zu bewältigen. Der Vorteil dieser Methode liegt in der recht genauen Beschreibung der gewonnenen Verhältnisse, je nachdem wie groß die Anzahl der Elemente gewählt wurde. Nachteilig ist die Tatsache, daß bestimmte sogenannte Verträglichkeitsbedingungen nicht ohne weiteres zu erfüllen sind, so daß auch hier einschränkende Annahmen getroffen werden müssen.

Zwar sind weitere analytische Bearbeitungen beschrieben (CULMANN, 1873; KNESE, 1955; SCHOLTEN, 1975), sie basieren jedoch auf mehr oder weniger groben Vereinfachungen und führen zu recht unterschiedlichen Ergebnissen.

3.2 BEANSPRUCHUNG DES INTAKTEN FEMUR

Zur Bestimmung der Beanspruchung des Femur ist die Kenntnis der an ihm angreifenden Kräfte Voraussetzung. Diese Kräfte werden durch das Körpergewicht und äußere Belastungen verursacht. Zusätzlich wirken Muskelkräfte auf den Knochen ein. Letztere kann man als innere Kräfte bezeichnen. Im folgenden soll beschrieben werden, welche Kräfte am Hüftgelenk nach PAUWELS (1935) wirken, dessen Betrachtungen auch dem experimentellen Teil dieser Arbeit zugrundeliegen.

3.2.1 BELASTUNG DES FEMUR BEIM STAND AUF BEIDEN BEINEN

Beim geraden Stand auf beiden Beinen wird das um das Gewicht der Beine verringerte Körpergewicht vom Becken auf beide Femura übertragen. Zwar sind zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtszustandes noch Muskelkräfte erforderlich, deren Größe beim Stand auf beiden Beinen jedoch zu vernachlässigen ist, da sie nur dem Ausbalancieren des Körpers dienen. Der Schwerpunkt liegt median sagittal in einer Frontalebene, die etwa durch den Mittelpunkt der Hüftköpfe verläuft. Schätzt man

grob das Gewicht der Beine auf $1/3 \times$ Körpergewicht (FISCHER, 1889; BRAUNE und FISCHER, 1889) und verteilt die Last symmetrisch auf beide Hüftgelenke, dann ist jeder Femurkopf mit $1/3$ des Körpergewichts in vertikaler Richtung belastet.

3.2.2 BELASTUNG DES FEMUR WÄHREND DER STANDPHASE DES GEHENS

Hier ergeben sich deutlich andere Verhältnisse. Die Belastung ist wesentlich größer, da der Hüftkopf des Standbeins zusätzlich durch das Gewicht des Schwungbeines, durch Muskelkräfte, die das Herabsinken des Beckens zur Schwungseite hin verhindern und durch dynamische Kräfte belastet wird. Zunächst seien nur die statischen Kräfte betrachtet.

3.2.2.1 STATISCHE BELASTUNG DES FEMURKOPFES

Beim einbeinigen Stand treten bezüglich des Hüftgelenks als Drehpunkte zwei Drehmomente auf (Abb. 3.1), deren Gleichgewicht nach PAUWELS (1935) beschrieben ist durch die Gleichung:

$$G_5 \cdot d_5 = M \cdot h \quad (\text{Gl. 3.1})$$

Medial des Standbeinhüftkopfes Z wirkt das um das Standbein-gewicht reduzierte Körpergewicht, als G_5 bezeichnet, das man sich im Schwerpunkt S_5 vereinigt denken kann. Der Abstand zum Mittelpunkt des Hüftkopfes - also der Hebelarm - ist mit d_5 bezeichnet, er ist deutlich länger als der halbe Abstand zwischen den Mittelpunkten beider Femurköpfe.

Auf der lateralen Seite des Drehpunktes bringen die abspreizenden Muskeln - die Abduktoren M - ein entgegengerichtetes gleich großes Drehmoment auf, das unter dem Abstand h angreift.

Das Gewicht G_5 ist ohne Berücksichtigung dynamischer Anteile konstant, das sich daraus ergebende Drehmoment jedoch nicht, da die Hebelarmlängen d_5 und h während der Standbeinperiode gewissen Schwankungen unterworfen sind.

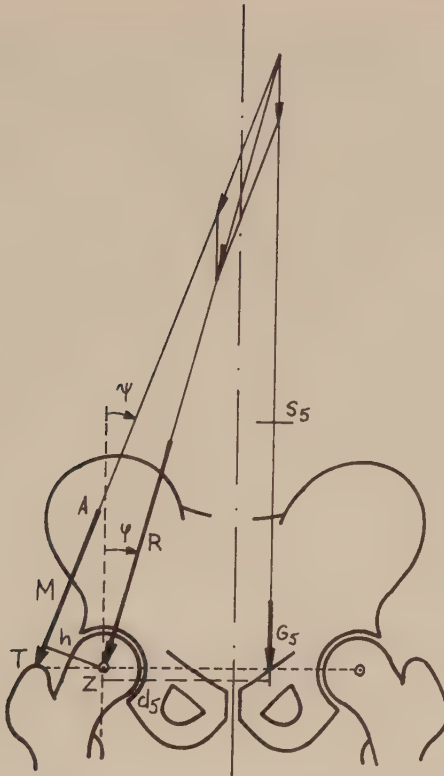


Abb. 3.1

Belastung des Hüftgelenks während der Standphase des langsamen Gehens (nach PAUWELS, 1935).

G_5 = Partialkörpergewicht im Schwerpunkt S_5

d_5 = Abstand von S_5 zum Femurkopfmittelpunkt Z

R = Hüftgelenksresultierende

T = Ansatzpunkt der Abduktoren M in der Wirkungslinie TA

ψ = Neigungswinkel von M gegenüber der Vertikalen

h = Abstand von M zum Hüftkopfmittelpunkt Z

φ = Winkel zur Vertikalen, unter dem R angreift

Z = Hüftkopfmittelpunkt

M = Abduktoren

S_5 = Schwerpunkt

Mit den Werten von FISCHER (1899) berechnete PAUWELS für die 31 Phasen des Doppelschrittes die Bahnkurve, die der Schwerpunkt S_5 beschreibt und ermittelte in allen drei Ebenen des Raumes die absolute Länge des Hebelarmes. Er zeigte, daß man ohne wesentlichen Fehler die Wirkung des Drehmomentes der Körperschwere für die Dauer der Standbeinperiode in der Frontalebene annehmen kann. Somit wird aus dem räumlichen ein wesentlich leichter zu behandelndes ebenes Problem. Für die 16. Phase des Doppelschrittes beim langsamen Gehen konnte PAUWELS die beste Übereinstimmung zwischen errechneten und graphisch gewonnenen Angaben ermitteln: Bei der Projektion des Hebelarmes der Gewichtskraft auf die Frontalebene ergibt sich nur eine Abweichung von ca. 2 % zu der errechneten mittleren Hebelarmlänge. Diese Phase 16 wurde daher den weiteren Ableitungen zugrunde gelegt.

Nach diesen Überlegungen sind das Partialgewicht G_5 und der zugehörige Hebelarm d_5 bestimmt, die rechte Seite der Gleichung 3.1 mit der Muskelkraft M und dem entsprechenden Hebelarm h noch unbekannt. Zur Bestimmung des Hebelarms h griff PAUWELS auf eine Arbeit von FICK (1850) zurück. Dieser hatte gezeigt, daß folgende Muskeln eine bedeutende abduzierende Wirkung ausüben:

M. gluteus medius, *M. gluteus minimus*, *M. piriformis*,
M. tensor fasciae latae, *M. rectus femoris* und *M. sartorius*.

Unter der Annahme der gleichmäßigen Wirkung dieser 6 Muskeln konnte PAUWELS für die Wirkungslinie der Muskelkraft M einen Neigungswinkel gegenüber der Vertikalen von $\gamma = 21^\circ$ und einen Abstand h vom Hüftkopfmittelpunkt von 40 mm ermitteln. Mit diesen Angaben läßt sich nach Umstellung der Gleichung 3.1 die Abduktorenmuskelkraft M berechnen.

$$M = \frac{G_5 \cdot d_5}{h} \quad (Gl. 3.2)$$

Für die Bestimmung der Hüftgelenksresultierenden R sind nun noch zwei Sätze aus der Mechanik notwendig:

- 1) Ein ideales Gelenk kann keine Drehmomente übertragen (ideal heißt reibungsfrei).

Damit muß R im Hüftgelenksmittelpunkt Z angreifen.

- 2) Drei in einer Ebene liegende Kräfte sind im Gleichgewicht, wenn sie sich in einem Punkt schneiden.

Bringt man die - nach oben verlängerten - Wirkungslinien von G_5 und M zum Schnitt, ist aus der Verbindung dieses Schnittpunktes mit dem Hüftkopfmittelpunkt die Wirkungslinie von R bekannt. Die Größe folgt aus dem Kräfteparallelogramm.

Die Hüftgelenksresultierende R wirkt von oben medial, nach unten lateral unter einem Winkel $\varphi = 16^\circ$ zur Vertikalen auf das Femur. Ihre Größe ist das dreifache des Körpergewichts:

$$R_{\text{stat}} \approx 3 \cdot KG \quad (\text{Gl. 3.3})$$

3.2.2,2 DYNAMISCHE BELASTUNG DES FEMURKOPFES

PAUWELS (1935) bestimmte die dynamische Belastung des Hüftkopfes während des Gehens durch zweimaliges graphisches Differenzieren der Bahnkurve des Schwerpunktes S_5 . Die abgelesenen Beschleunigungen in Horizontal- und Vertikalebene wurden entsprechend Gl. 2.1 mit dem Partialgewicht G_5 multipliziert. Die Vertikalkomponente der dynamischen Kraft - wiederum im Schwerpunkt S_5 angreifend - führt zu einer scheinbaren Gewichtsreduktion von G_5 (vgl. Abb. 3.1), wenn die Beschleunigung nach oben gerichtet ist bzw. zu einer scheinbaren Gewichtszunahme bei Ausrichtung nach unten. Addition der Vertikalkomponente zum Partialgewicht G_5 erbrachte unter Berücksichtigung weiterer vereinfachender Annahmen eine in der Frontalebene maximale Hüftkraft.

$$R_{\text{dyn}} \approx 4,5 \cdot KG \quad (\text{Gl. 3.4})$$

Dagegen ist der dynamische Anteil der Kraft in der Horizontalebene wesentlich geringer; er kann vernachlässigt werden.

Die Abbildung 3.2 faßt in graphischer Form die maßgebende Druckbeanspruchung des Hüftgelenkes während der Standbeinperiode des Ganges zusammen, gültig für die Versuchsperson von FISCHER (1889), die ein Körpergewicht von 58,7 kg hatte (aus PAUWELS, 1935).

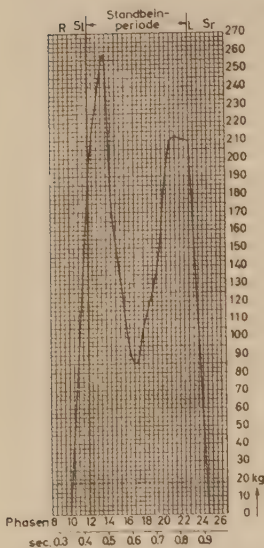


Abb. 3.2

Druckbeanspruchung des Schenkelkopfes während Standbeinperiode des Ganges (Körpergewicht 58,7 kg), (aus PAUWELS, 1935). R der rechte Fuß wird auf den Boden gesetzt. S₁ das linke Bein beginnt zu schwingen. L der linke Fuß wird auf den Boden aufgesetzt. S₂ das rechte Bein beginnt zu schwingen

Der rechte Fuß wird bei R auf den Boden gesetzt. Die Druckbeanspruchung steigt sehr schnell auf ihren Maximalwert von etwa 4,5 x KG und fällt bei Lösen des Standbeinfußes vom Boden ebenfalls sehr schnell auf Null ab. Dazwischen liegt noch eine große Schwankung, die auf die Wirkung der dynamischen Kräfte zurückzuführen ist.

Dieses Ergebnis wurde nach UNGETHÜM (1978) experimentell in zahlreichen Arbeiten recht gut bestätigt (vgl. die dort angegebene Literatur).

3.3 ANPASSUNG DES PROXIMALEN FEMUR AN SEINE BEANSPRUCHUNG

Die Idealisierung, Kräfte als Pfeile darzustellen, ist im mechanischen Sinne zwar durchaus korrekt, muß aber aufgegeben werden bei Betrachtung der spezifischen Belastung des jeweiligen Bauteils. Selbstverständlich greift die Hüftgelenksresultierende R nicht im Mittelpunkt des Hüftkopfes an. Die tatsächliche Kraftübertragung vom Acetabulum auf den Femurkopf ist entsprechend dem Charakter dieses Gelenkes - es ist ein Kugelgelenk - flächenhaft auf einem Kugelsegment verteilt. Entsprechendes gilt für die Ansatzfläche der Abduktoren M . Dies soll - zweidimensional - die Abb. 3.3 verdeutlichen.



Abb. 3.3
Äussere Kräfte
beim PAUWELS-Ein-
beinstand
(aus Röhrle, et.al.,
1977)

Die Hüftgelenksresultierende R und die Komponente M der Abduktoren sind als Flächenlast qualitativ dargestellt (aus RÖHRLE, et.al., 1977)

Der weitere Verlauf der Kräfte von der Oberfläche ins Innere des Femur ist an seiner anatomischen Struktur abzulesen.

Betrachtet man unter dem Gesichtspunkt der Krafteinleitung und -verteilung die Morphologie des Femur z.B. in einem Röntgenbild (Abb. 3.4) wird die funktionelle Anatomie besonders deutlich:

Die Massenverteilung (Dicke, Dichte und Menge) der Spongiosa, also der "schwammigen" Bälkchenstruktur im Inneren des Knochens, stimmt mit der Größenverteilung der Spannung überein:

Stellen hoher mechanischer Belastung weisen eine hohe Bälkchendichte, solche mit geringerer Belastung eine niedrigere Bälkchendichte auf.



Abb. 3.4

Verlauf von Zug- und Druckbündeln im proximalen Femur (Röntgenbild)

So konnte SCHOLTEN (1975) berechnen, daß "im Bereich des Femurkopfes nur etwa 20 % der gesamten Druckkraft von der Kortikalis übertragen werden, dagegen ca. 80 % der Druckkraft von der relativ dichten Spongiosa des Femurkopfes in die mediale Kortikalis des Femurschaftes eingeleitet wird" (Zitat aus SCHOLTEN, 1975).

In der Mitte des Schenkelhalses sind über die vom Femurkopf fächerförmig in die Kortikalis einstrahlenden Knochenbälkchen so bereits 90 % der Druckkraft eingeleitet.

Eine weitere Belastungsabhängigkeit ist mit der Orientierung der Bälkchen gegeben. Die Abbildung 3.5 zeigt diesen "trajektoriellen" Aufbau der Spongiosa. Von der Flächenlast des Femurkopfes verläuft das Druckbündel zur medialen Kompakta, das Zugbündel vereinigt die Bälkchen vom medialen Femurkopf und Trochanter major an der lateralen Kompakta.

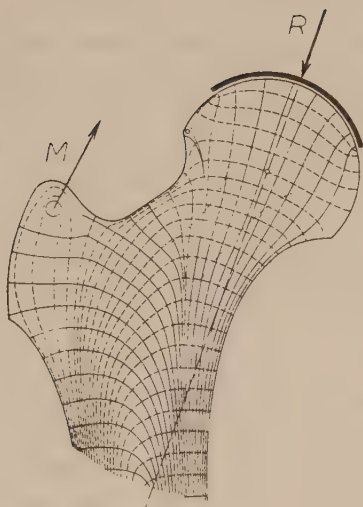


Abb. 3.5

Orientierung der
Spongiosabälkchen
des proximalen Femur
(aus PAUWELS, 1954)

Zusammengefaßt läßt sich sagen, daß der Knochen beanspruchungsgerecht strukturiert ist, er stellt nach PAUWELS (1948, 1954) eine ideale Leichtbaukonstruktion dar.

Nach WOLFF (1892) wird die Anpassung des Knochens an seine Beanspruchung auch als Wolff'sches Gesetz bezeichnet. In einem noch nicht genau bekannten "physiologischen Spannungsbereich" erfolgt der ständige Umbau der Kompakta und der Spongiosa so, daß bei minimalem Gewicht die für den Knochen günstigste Beanspruchung, nämlich Druck oder Zug aufgenommen werden kann. Bei Bereichsüberschreitung wird Substanz abgebaut, sie wird resorbiert. Wird eine untere Grenze unterschritten, ist das Gleichgewicht zwischen Knochenauf- und -abbau ebenfalls verschoben, er atrophiert. Dieses Phänomen wird auch als funktionelle Atrophie bezeichnet.

3.4. SPANNUNGSVERLAUF AM INTAKTEN FEMUR

Nach der schematischen Betrachtung von PAUWELS werden die unteren Extremitäten beim Stand auf beiden Beinen überwiegend auf Druck beansprucht, denn die Gewichtskraft greift in vertikaler Richtung am Hüftkopf an (vgl. Abschnitt 3.2.1). Beim Stand auf einem Bein wird durch das exzentrisch gelagerte Körpergewicht eine Biegespannung überlagert, die ein vielfaches der reinen Druckspannung beträgt. Der mediale Anteil des Femur wird in der Frontalebene, ähnlich wie der Biegebalken in Abb. 2.4, auf Druck beansprucht, der laterale auf Zug.

ROHLMANN (1981 a) führte eine ausführliche rechnerische (FEM) und experimentelle (Spannungsoptik und DMS-Technik) Spannungsanalyse am intakten Femur durch. Wie PAUWELS angenommen hatte, fand er die wesentlichen Spannungen in der Frontalebene wirkend. Bei Belastung mit einer Hüftgelenksresultierenden R



und der abduzierenden Komponente M unter Vernachlässigung der Zuggurtung des Tractus iliotibialis ergaben sich medial Druck- und lateral Zugspannungen relativ konstanter Größe bis zur Einspannstelle des Knochens. In Abb. 3.6 sind für diesen Lastfall die Ergebnisse dargestellt (aus ROHLMANN (1981 a)). Vom medialen Rand nach links aufgetragen sind die Druckspannungen, vom lateralen Rand nach links die Zugspannungen.

Ähnliche Ergebnisse sind analytisch ermittelt (FEM) von WOOD et.al. (1975)

Abb. 3.6

Hauptspannungen für den Rand des Femur in der Frontalfläche bei Belastung mit R und M (aus ROHLMANN, 1981a)

und CROWNINSHIELD et.al. (1981) angegeben; letzterer verwendete sowohl die FEM als auch DMS. Im Bereich des Calcar femorale bestimmten sie jedoch im Vergleich zum Femurschaft höhere Spannungswerte.

3.5 SPANNUNGSVERLAUF AM FEMUR MIT PROTHESE

Bei der Implantation einer Endoprothese werden durch die Osteotomie im Bereich des Femurhalses und die Ausräumung der proximalen Markhöhle die Zug- und Druckbündel (s. Abb. 3.4) größtenteils zerstört. Eine gänzlich andere Krafteinleitung resultiert. Die Prothese stützt sich zum einen mit ihrem "Kragen" auf dem Zement ab, zum anderen ist die Kraftübertragung auf den Zement durch die Konizität des Prothesenschaftes gegeben: Er versucht, den ihn umgebenden Zement auseinanderzudrücken.

Die formschlüssige Verbindung vermag nur Druckkräfte aufzunehmen. Zugkräfte können nicht übertragen werden, denn zwischen Prothese und Zement besteht keineswegs eine Klebeverbindung.

Das gleiche gilt für die Verbindung Zement / Knochen. Zwar dringt der Zement aufgrund des Druckes, der durch das Eintreiben des Schaftes in den noch weichen Zement entsteht, in die schwammige Struktur der Spongiosa ein und kann sich hier gewissermaßen dreidimensional verhaken. Diese Grenzzone wird aber innerhalb mehrerer Monate tiefgreifend umgebaut, und Zugspannungen können dann auch hier nicht übertragen werden. Auf die wenigen, nicht zerstörten lateralen Zugbündel wird durch direkten Kraftangriff kein Zug mehr aufgebracht, ein Abkippen des Kopfes nach medio-caudal können sie nicht verhindern. Der grundsätzliche Charakter der Spannungen bleibt erhalten, medial wirken weiterhin Druck- und laterale Zugspannungen. Die Größenordnung allerdings ist teilweise gänzlich anders. Die medialen Druckspannungen sind - ohne weiteres verständlich - durch die Abstützung der Prothese gegeben. Lateral können

weiterhin Zugspannungen gemessen werden, die Ausdruck der Biegebeanspruchung sind. Diesen überlagert sind gleichartige Spannungen, hervorgerufen durch den unverminderten Kraftangriff der Abduktoren. Entfallen ist der Anteil der Zugspannungen, der beim intakten Femur dadurch entsteht, daß Zugkräfte vom Femurkopf her direkt an den Zugbündeln angreifen. Soweit die Betrachtung des Verlaufs der axialen Spannungen.

In Umfangsrichtung dürften insbesondere medial vermehrt Zugspannungen wirksam werden, da der konische Schaft den Zement, und dieser wiederum den Knochen auseinanderzutreiben sucht.

Welcher tatsächliche Spannungsverlauf nach Prothesenimplantation resultiert, wird weiter unten anhand eigener Meßergebnisse dargestellt (Abschnitt 6.1.2).

Mit Hilfe der im folgenden erwähnten Literatur sollen die Stellen herausgefunden werden, an denen nach endoprothetischem Ersatz die größten Unterschiede in der Beanspruchung zu erwarten sind.

SWANSON und FREEMANN (1979) haben auf ein menschliches Femur DMS appliziert und die Spannungen am normalen Femur und am Femur mit einzementierter Prothese unter Last gemessen. Medialseitig bestimmten sie so Druck-, lateralseitig Zugspannungen am proximalen Femur. Im Bereich des distalen Schaftdrittels ermittelten sie an der Oberfläche des Femur eine Spannungsumkehr, die auf die stark vereinfachte Belastungssituation zurückzuführen ist.

Die deutlichsten Unterschiede zwischen normalem Femur und Femur mit Endoprothese ergaben sich an der medialen Seite etwa im Bereich des Trochanter minor: Die Druckspannungen werden durch die Implantation der Prothese z.T. beträchtlich reduziert, direkt unterhalb des Prothesenkragens um etwa 90 %.

BROCKHURST (1975) verwendete ebenfalls DMS auf menschlichen Femura und bestimmte vor und nach Implantation von unter-

schiedlichen Prothesentypen die Spannungsverläufe. Nahezu unabhängig vom verwendeten Prothesentyp konnte er zeigen, daß die Spannungsreduktion unterhalb des Prothesenkragens am größten war, und daß distal des Prothesenschaftes die Beanspruchung des Femur von dem Implantat kaum beeinflußt wird.

Er konnte seine experimentellen Ergebnisse analytisch recht gut mit Hilfe der FEM bestätigen.

In weiteren Arbeiten untersuchten ROHLMANN et.al. (1981a, 1983) und ENGELBRECHT et.al. (1980) analytisch und experimentell den Einfluß einer implantierten Prothese auf die Femurbeanspruchung. Das proximale Femur etwa im Bereich des proximalen Prothesenschaftdrittels zeigte wiederum die größten Unterschiede im Vergleich zum unveränderten Femur.

GOEL (1977) legte in einer rein analytischen Arbeit (FEM) den Bereich größter unphysiologischer Spannungsverläufe nach Prothesenimplantation etwas ober- und unterhalb vom Trochanter minor fest.

4 DEHNUNGSMESSTREIFEN

Dehnungsmeßstreifen (DMS) sind ein seit Jahren in der Technik bewährtes experimentelles Mittel zur Bestimmung der Beanspruchung mechanisch belasteter Bauteile. Verglichen mit anderen Verfahren sind hiermit die genauesten quantitativen Ergebnisse zu erzielen. In die Biomechanik, insbesondere der Endoprothetik eingeführt, erwies sich die DMS-Meßtechnik geeignet für in vitro (an Leichenknochen, vgl. Literaturangaben in den Abschnitten 3.4 und 3.5) und in vivo Messungen in Tierexperimenten (LANYON, 1979; BERGMANN, 1981).

4.1 DEHNUNGSMESSUNG MIT DMS

DMS sind Meßwertaufnehmer für die elektrische Messung von Dehnungen (HOFFMANN 1973, 1978; POTMA, 1968). Bei bekanntem E-Modul ist somit über das Hookesche Gesetz Gl. 2.6 die Materialspannung berechenbar. DMS werden meist auf die Ober-

fläche des Prüfkörpers geklebt und erfahren dort die gleiche Dehnung wie der Prüfkörper.

4.1.1 WIRKUNGSWEISE

Grundlage ist der Dehnungs-Widerstandseffekt elektrischer Leiter. Wird ein elektrischer Leiter, z.B. ein dünner Draht der Länge l , mit dem elektrischen Widerstand R um Δl gedehnt, hat der Widerstand um ΔR zugenommen. Zwischen der Dehnung und der Widerstandsänderung besteht eine nahezu lineare Beziehung, sie lautet

$$\frac{\Delta R}{R} = K \cdot \frac{\Delta l}{l} = K \cdot \varepsilon \quad (\text{Gl. 4.1})$$

Die Proportionalitätskonstante, K-Faktor genannt, ist vom Material des Leiters abhängig (bei konstanter Temperatur). Für die geometrische Änderung des Drahtes gilt das für den Zugstab bereits gesagte (Abschnitt 2.3).

Greift eine Zugkraft an, wird der Draht länger ($\varepsilon > 0$) und dünner, der elektrische Widerstand nimmt zu. Druckkraft staucht den Draht ($\varepsilon < 0$), der Querschnitt wird größer, der elektrische Widerstand nimmt ab.

4.1.2 AUFBAU METALLISCHER DMS UND ANWENDUNG

Üblicherweise besteht ein DMS aus einem metallischen Meßgitter, welches mäanderförmig auf einen Träger aufgebracht und mit einer dünnen Folie abgedeckt ist. Träger und Folie sind meist aus Kunststoff gefertigt. Über zwei Anschlußdrähte erfolgt die elektrische Verschaltung.

Mit Rosetten-DMS mit drei Meßgittern können die Hauptdehnungen nach Betrag und Richtung bestimmt werden. In Abb. 4.1 sind zwei Rosetten-DMS mit einem Größenvergleich abgebildet. Links ist der Typ gezeigt, der auf die Femuroberfläche geklebt wurde (3 mm Meßgitter), der linke mit einem 2 mm Meßgitter diente der Spannungsermittlung am Prothesenschaft.

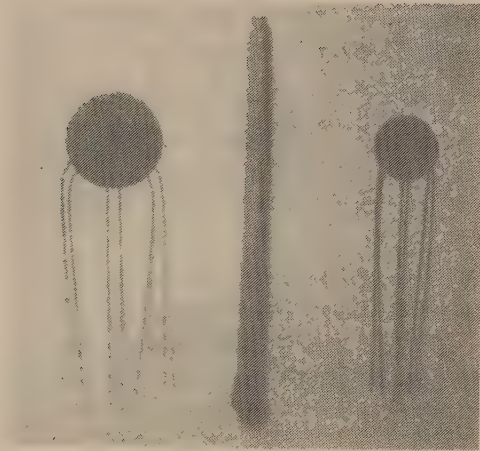


Abb. 4.1

verwendete Rosetten-
DMS; links 3 mm,
rechts 2 mm Meßgitter-
länge

Sind die Meßgitter unter den Winkeln $0^\circ/45^\circ/90^\circ$ zueinander angeordnet, bestimmt sich der Betrag der Hauptdehnungen ϵ_{H1} bzw. ϵ_{H2} zu:

$$\epsilon_{H1,2} = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_3}{2} \pm \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2} \quad (\text{Gl. 4.2})$$

mit $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$: Dehnungen der drei DMS 1, 2, 3

Der Winkel α , der bezüglich der Gitterrichtung eines DMS (z.B. DMS 1) angegeben wird, berechnet sich aus der Beziehung:

$$\tan 2\alpha = \frac{2\epsilon_2 - (\epsilon_1 + \epsilon_3)}{\epsilon_1 - \epsilon_3} \quad (\text{Gl. 4.3})$$

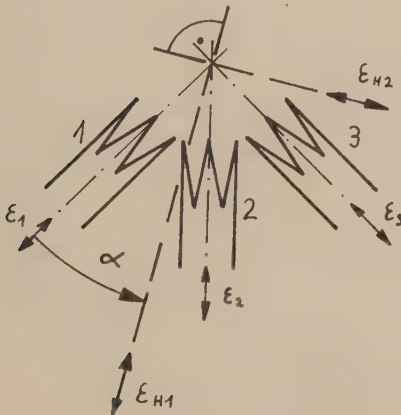


Abb. 4.2

Lage der Hauptdehnungen ϵ_{H1} ,
 ϵ_{H2} zur Anordnung der drei
DMS eines Rosetten- DMS
 $0^\circ/45^\circ/90^\circ$

4.1.3 VERSCHALTUNG IN WHEATSTON'SCHER BRÜCKE

Die Widerstandsänderungen beim Messen von Dehnungen mittels DMS liegen in der Größenordnung von 1‰. (POTMA, 1968) und erfordern deshalb genaue Meßmethoden, äußerst empfindliche Meßgeräte und exakt angebrachte und verschaltete DMS (HOFFMANN, 1972).

Zur Messung solch geringer Widerstandsänderungen wird in der Physik und in der Technik üblicherweise die Wheatston'sche Brückenschaltung verwendet, mit der die Widerstandsänderungen in elektrische Spannungsänderungen umgesetzt werden (Abb. 4.3).

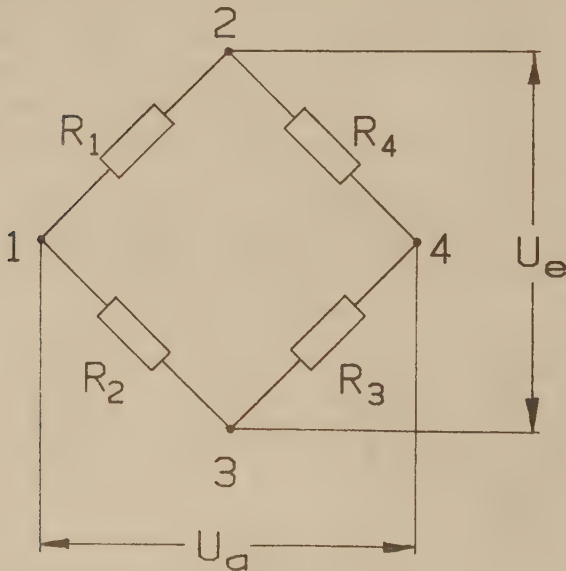


Abb. 4.3

Wheatston'sche Brückenschaltung, s. Text

Die Brücke besteht aus vier Widerständen R_1 bis R_4 . Zwischen den Punkten 2 und 3 wird eine konstante Speisespannung U_e angelegt. Dann ist die Spannung U_a - zwischen 1 und 4 - abhängig von den Verhältnissen $R_1 : R_2$ und $R_4 : R_3$. Es gilt:

$$U_a / U_e = R_1 / (R_1 + R_2) - R_4 / (R_3 + R_4) \quad (\text{Gl. 4.4})$$

Man spricht vom abgeglichenen Zustand der Brücke, wenn $U_a = 0$ ist, das ist z.B. der Fall, wenn $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ ist. Andernfalls ($U_a \neq 0$) ist die Brücke verstimmt. Unter der Voraussetzung, daß die Widerstandsänderungen ΔR sehr viel kleiner sind als die Widerstände R_1 bis R_4 ($\Delta R_i \ll R_i$) können Glieder höherer Ordnung vernachlässigt werden und man erhält für die zuvor abgeglichene Brückenschaltung:

$$\frac{U_a}{U_e} = 1/4 \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (\text{Gl. 4.5})$$

Wird nur ein DMS in der Brückenschaltung verwendet, man spricht dann von "Viertelbrücke", folgt wegen

$$\Delta R_2 = \Delta R_3 = \Delta R_4 = 0 :$$

$$U_a / U_e = \frac{1}{4} \cdot \frac{\Delta R}{R} \quad (\text{Gl. 4.6})$$

und mit Gl. 4.1 :

$$U_a / U_e = \frac{1}{4} \cdot K \cdot \epsilon \quad (\text{Gl. 4.7})$$

Bei diesen Viertelbrücken sind die Widerstände R_2 bis R_4 als Festwiderstände in den Brückenverstärkern enthalten.

Üblicherweise ergibt sich für Gl. 4.7 die Einheit mV/V. Die Eingangs- bzw. Speisespannung U_e liegt meist zwischen 1 und 4 V, die Schwankung der Ausgangsspannung U_a im Millivolt Bereich.

5 VERSUCHSAUFBAU

Der Versuchsaufbau läßt sich in zwei Komplexe zerlegen. Belastungsvorrichtung und Prüfmaschine bilden einen Komplex, Meßsignalaufnahme mit anschließender Verarbeitung den zweiten.

5.1 BELASTUNGSVORRICHTUNG

Wie in Abschnitt 3.2 dargelegt, besteht die Belastung des intakten und endoprothetisch versorgten Femur in der Frontalebene im wesentlichen aus der Hüftgelenksresultierenden R und der Muskelkraft M. Verursacht werden beide vom Körpergewicht G_5 .

Das Femur kann also in einer Versuchseinrichtung durch die unabhängigen Kräfte R und M belastet werden.

Die Belastungsvorrichtung vereinfacht sich aber (Abb. 5.1), wenn ein zweiarmiger Hebel verwendet wird, wie er in Abb. 5.2 bzw. 5.3 gezeigt ist.

Er wird medial durch G_5 (Abschnitt 3.2.2) belastet, ist um den Kopfmittelpunkt drehbar auf dem Femur gelagert und wird mit einer (um 21° gegen die Vertikale geneigten) Verbindung lateral mit dem Ansatzpunkt der Abduktoren am Trochanter major verbunden.

Werden die Maße $\psi = 21^\circ$ und $d_5 \approx 120$ mm eingehalten, so ergeben sich bei Belastung mit G_5 stets die korrekten Kräfte und Wirkungsrichtungen für R und M.

In Abb. 5.1 sind die geometrischen und mechanischen Verhältnisse schematisch dargestellt.



Abb. 5.2
Belastungsvorrichtung
für intakte Femura



Abb. 5.3
Belastungsvorrichtung
für endoprothetisch
versorgte Femura

Der Hebel 1 hat den festen Abstand $d_5 = 120$ mm zwischen Hüftkopfmittelpunkt und Wirkungslinie von G_5 . Der Angriffspunkt und die Richtung von G_5 sind durch den Pfeil symbolisiert.

Mit dem auf dem Hebel in dessen Längsrichtung verschiebbaren Schlitten 2 kann der Winkel von 21° der Abduktoren exakt eingestellt werden. Die Rändelmutter 3 dient dem Feststellen des Schlittens.

Der überlange Gewindestab 4 dient einerseits zum Anlegen des Winkelmessers, zum anderen kann über die Mutter 5 der Abstand Trochanter major zum Hebel so verändert werden, daß der Hebel horizontal - mit einer Wasserwaage gemessen - ausgerichtet werden kann. Der Gewindestab 4 ist in einer Gabel 6 eingeschraubt, die zwei Schenkel mit einer Bohrung aufweist, durch die ein 8 mm im Durchmesser messender Bolzen gesteckt ist. Dieser Bolzen stützt sich in einer entsprechenden Bohrung im Trochanter major ab. Die Hüftgelenksresultierende R wird entweder über das der Femurkopfkürmung angepaßte Teil 7 auf den Knochen aufgebracht oder, wie aus Abb. 5.3 ersichtlich, nach Austausch von 7 gegen ein entsprechendes Teil (8), das mit einer Hüftgelenkspfanne aus Polyäthylen (Fa. Mecron, Innendurchmesser 320 mm) ausgestattet ist, auf den Prothesenkopf übertragen.

Die Kraft G_5 greift über ein Drahtseil (s. Abb. 5.4) als Zugkraft im Abstand d_5 vom Hüftkopf an. Dies hat den Vorteil, daß eine horizontale Abweichung des Angriffspunktes der Kraft G_5 wegen der großen Drahtlänge nur sehr kleine Winkel- und damit Kraftfehler verursacht.

Eine solche Durchbiegung um mehrere mm ist bei jeder Durchbiegung des Femur und/oder des Balkens zu beobachten.

Bei einem direkten Kraftangriff der Kraft G_5 von oben am Hebel würden dagegen unkontrollierte horizontale Kräfte in den Hebel eingeleitet.

5.2 PRÜFMASCHINE

Zur Krafterzeugung stand eine hydraulische 10 kN Hydropuls - Standardmaschine der Fa. Schenck zur Verfügung, die aus der Steuereinheit und dem Prüfstand besteht.

In Abb. 5.4 ist der komplette Versuchsaufbau wiedergegeben (ohne Steuereinheit).

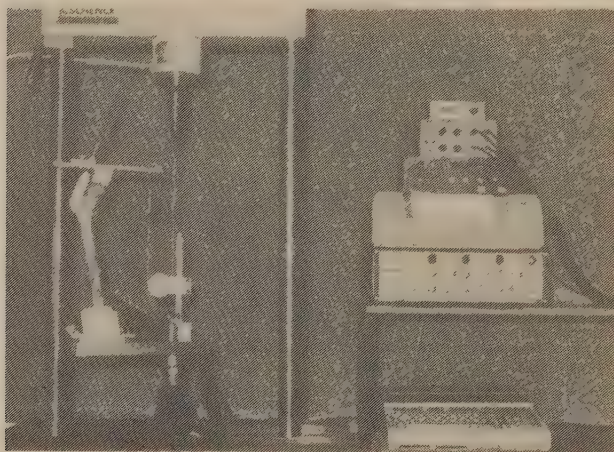


Abb. 5.4
Versuchsan-
ordnung zur
Femurbelastung

Neben dem Prüfstand (links) sind der Tiefpaßfilter, Analog/Digital-Wandler, Drucker, Trägerfrequenz-Meßverstärker sowie der Tischrechner abgebildet (von oben nach unten). Der Prüfstand zeigt oben unterhalb der Traverse die Kraftmeßdose. Mit der wurde die Kraft G_5 ermittelt, die auch gleichzeitig die Regelgröße im kraftgeregelten Arbeitsbetrieb der Prüfmaschine darstellt.

Die Platte mit montiertem Femur und Umlenkrolle wird über den hydraulisch angetriebenen Kolben auf- und abbewegt.

Die gewünschten Belastungsparameter wie Kraftgröße bzw. Amplitude, Frequenz und Kraftverlauf (sinus- oder dreieckförmig) werden an der Steuereinheit eingestellt.

In den nächsten Abschnitten finden sich nähere Angaben über die hier nicht beschriebenen Geräte.

5.3 MESSWERTAUFNAHME

5.3.1 DEHNUNGSMESSUNG AM FEMUR



Für die Dehnungsmessung an der Femuroberfläche wurden Rosetten DMS (Fa. Tokyo Sokki Kenkyujo Co., LTD., Typ FRA-3-23 (Meßgitterlänge 3 mm), K-Faktor 2,09) benutzt, von denen je drei medial und lateral auf das Femur appliziert wurden, wie es die Vorversuche (Abschnitt 6.4) ergeben hatten.

Die Lage der Meßpunkte ist Abb. 5.5 zu entnehmen.

Abb. 5.5

Lage und Bezeichnung der Meßpunkte am Femur. Dehnungsmessung mittels DMS an den Stellen 1 bis 6

5.3.2 DEHNUNGSMESSUNG AM PROTHESENSCHAFT

In diesem Versuch sollte untersucht werden, ob DMS geeignet sind, Dehnungen bzw. Spannungen am Prothesenschaft zu ermitteln. Dazu wurden zwei Prothesensäfte mit je drei DMS lateral und sechs DMS medial ausgestattet (Abb. 5.6).



Abb. 5.6

Mit Rosetten-DMS instrumentierter Prothesenschaft

Verwendete DMS: Typ FRA-2-11, Meßgitterlänge 2 mm, K-Faktor 2,06, gleicher Hersteller wie oben.

Die dünnen Kabel wurden entlang des Prothesenschaftes nach oben aus dem Zement herausgeführt. Eine vor dem Implantieren auf dem Prothesenschaft aufgebrachte und ausgehärtete PMMA-Schicht schützte DMS und Kabel vor Zerstörung.

5.4 MESSVERSTÄRKUNG

Die DMS-Signale wurden mit einem 4-Kanal-Trägerfrequenz-Meßverstärker verstärkt, wie er in Abb. 5.4 zu erkennen ist (Fa. Philips, Typ PR 9330).

Jeder einzelne DMS muß in einer Wheaston'schen Brücke verschaltet werden, mithin werden für eine Rosette 3 Kanäle, für 6 Rosetten 18 Kanäle benötigt, wollte man nicht jede Meßstelle einzeln auswerten. Das wäre ein sehr umständliches Verfahren, da jede Wheatston'sche Brücke vor Aufbringen der Last abgeglichen werden muß.

Wollte man dann noch - z.B. aus Gründen der Genauigkeit - die jeweiligen Messungen mehrmals ausführen, ergäben sich recht lange Versuchszeiten.

Da nur ein Meßbrückenverstärker obigen Typs zur Verfügung stand, mußte eine besondere Vorgehensweise erdacht werden, die Messungen in kürzerer Zeit weniger umständlich durchführen zu können. Als Lösung bot sich die Meßwerterfassung mit einem bereits vorhandenen Tischrechner an (s. Abschnitt 5.7.1).

Der Zwang zum genauen Abgleichen der Brücken in lastfreiem Zustand entfällt, wenn das Femur mit einer dynamischen Last anstatt statisch beaufschlagt wird. Dann ist nur darauf zu achten, daß die auftretenden Signalschwankungen innerhalb des einstellbaren Verstärkungsbereichs liegen.

Für jeden einzelnen DMS einer Rosette sind am Brückenverstärker neben der Verschaltungsart (hier "Viertelbrücke", d.h. nur ein DMS in der Wheaston'schen Brücke, vgl. Abschnitt 4.1.3) auch die Speisespannung U_e (2V) zu wählen.

Die Speisespannung und die Empfindlichkeit werden in den Rechner eingegeben und erlauben zusammen mit den gemessenen dynamischen Signalen der DMS und ihrem K-Faktor die Errechnung der entsprechenden Dehnungen.

5.5 STÖRGRÖßENREDUZIERUNG

Der das Ergebnis verfälschende Einfluß von störenden Frequenzüberlagerungen wurde mit einem Butterworth-Tiefpaßfilter mit einer Dämpfung von 80 dB pro Dekade für jeden Meßkanal gering gehalten.

Der Betrieb dieses Tiefpaßfilters verlangt für alle vier Kanäle eine gleiche Einstellung der "Eckfrequenz". Wird diese nicht eingehalten, ergeben sich deutliche Phasenverschiebungen in den Signalen der einzelnen Kanäle, die bei der hier verwendeten Art der rechnerunterstützten Auswertung zu groben Fehlern führt.

Da die DMS-Signale entsprechend der Belastung eine Frequenz von ca. 1 Hz aufweisen und die Störungen hauptsächlich von der Netzfrequenz von 50 Hz herrühren, wurde die Eckfrequenz zu 5 Hz gewählt.

5.6 DATENERFASSUNGSSYSTEM

Zur weiteren Verarbeitung im Rechner mußten die analogen Signale des Brückenverstärkers digitalisiert werden und nacheinander übertragen, d.h. gemultiplext werden. Dazu diente ein selbstgebautes 8-Kanal-Datenerfassungssystem auf der Basis des Hybrid-Bausteines DAS 853 (Fa. Burr and Brown, s. BERGMANN , 1981).

5.7 DATENVERARBEITUNG

5.7.1 HARDWARE

Die Verarbeitung der anfallenden Daten erfolgte mit einem Tischrechner HP 9825 der Fa. Hewlett Packard mit angeschlossenen Drucker.

5.7.2. SOFTWARE ZUR DEHNUNGSMESSUNG

Für die Dehnungsmessung wurde ein Rechnerprogramm entwickelt, dessen wichtigste Schritte im folgenden kurz skizziert sind.

Eine Dehnungsmessung an verschiedenen Stellen, d.h. mit mehreren DMS, unter statischer Belastung wäre, wie schon erwähnt (Abschnitt 5.4), sehr umständlich gewesen, sofern keine Vielstellenmeßanlage, wie sie z.B. von ROHLMANN (1981a) verwendet wurde, zur Verfügung steht.

Die Vorgehensweise bei der üblichen Dehnungsmessung soll anhand der Abb. 5.7 für einen DMS erklärt werden.

Im oberen Teil der Abb. 5.7 sind die beiden Belastungen $F_1=0$ (unbelastet) und $F_3 \neq 0$ (maximale Last) dargestellt. F entspricht der Kraft G_5 in der gewählten Vorrichtung nach Abb. 5.1, zur Größe von G_5 im Versuch s. Abschnitt 6.6. Im unteren Teil derselben Abbildung ist die Diagonalspannung U_a der Wheatstone'schen Brücke wiedergegeben.

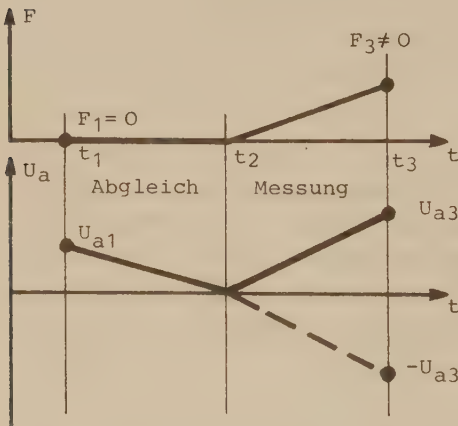


Abb. 5.7

Zwei Belastungszustände $F_1 = 0$, $F_3 \neq 0$ (oben) mit sich daraus ergebenden Spannungen U_a einer Wheatstone'schen Brücke mit DMS (unten)

Der mit DMS versehene Knochen sei zum Zeitpunkt t_1 ($F_1 = 0$) unbelastet, dann ist die Diagonalspannung - bei anliegender Speisespannung ($U_e > 0V$) - i.a. ebenfalls ungleich Null, die Brücke ist verstimmt.

Der Abgleich erfolgt über Veränderung der Brückenwiderstände - über entsprechende Potentiometer am Brückenverstärker -

bis $U_a = 0 \text{ mV}$ wird (Zeitpunkt t_2). Aufbringen der Last F_3 liefert für U_a einen bestimmten Wert U_{a3} bzw. $-U_{a3}$, je nachdem, ob der DMS auf Zug oder Druck beansprucht wird. Hieraus kann über Gl. 4.7 die Dehnung berechnet werden. In dieser Weise hätte für jeden DMS getrennt verfahren werden müssen, insbesondere bei wiederholten Messungen eine sehr zeitaufwendige Methode.

Eine einfachere Methode, die dem verwendeten Rechnerprogramm zugrundeliegt, soll im nächsten Abschnitt unter der Überschrift "Abgleichschleife" beschrieben werden.

5.7.2.1 ABGLEICHSCHLEIFE

In der Abb. 5.8 ist im oberen Teil wiederum der Kraftverlauf über die Zeit dargestellt, jetzt als dynamischer periodischer Verlauf in Form einer Dreiecksfunktion, wie er z.B. von kraftgeregelten Prüfmaschinen auf den Prüfkörper aufgebracht werden kann.

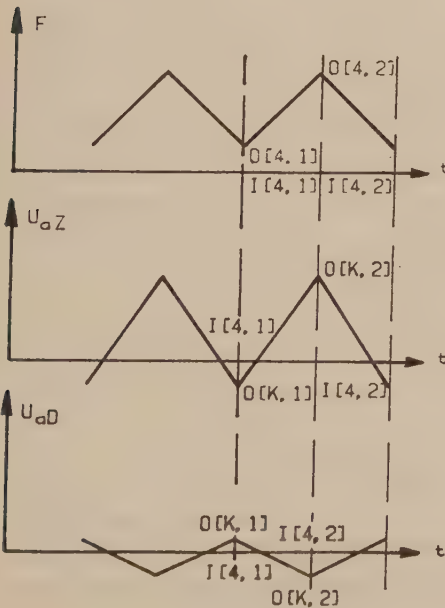


Abb. 5.8

schematische Darstellung des Kraftverlaufs als Dreiecksfunktion (oben), der auf einen mit DMS versehenen Prüfkörper einwirkt und daraus resultierende Spannungsverläufe einer Wheatstone'schen Brücke, wie sie bei Zug- (U_{az} , Mitte) und Druckbelastung (U_{ad} , unten) auftreten können. Indexzuordnung im Text

Unter dem Kraftverlauf sind zwei mögliche Verläufe für die Diagonalspannung U_a aufgetragen, wie sie bei auf Zug beanspruchten DMS (U_{aZ} , Mitte) bzw. auf Druck beanspruchten DMS (U_{aD} , unten) auftreten können, sofern die Brücke nicht abgeglichen ist. Die Diagonalspannung U_a zeigt dabei im allgemeinen zum Kraftverlauf ähnliche Kurven ohne oder mit Phasenverschiebung einer halben Periodendauer. Deren Null-Linie ist bei nicht abgeglichener Brücke jedoch nach oben oder unten verschoben.

Können nun mittels eines geeigneten Verfahrens die Kurven U_{aZ} bzw. U_{aD} soweit nach oben bzw. unten verschoben werden, daß die Minima bzw. Maxima annähernd Null sind, so liegt eine angenähert abgeglichene Brücke vor.

Im Versuch ist, wie in Abb. 5.8 dargestellt, die minimale Kraft nicht Null. Solange die Beanspruchung des Knochens aber im linearelastischen Bereich bleibt, liefert die Messung von

$$\frac{\Delta U_a}{\Delta F} = \frac{U_{a \max} - U_{a \min}}{F_{\max} - F_{\min}}$$

dieselbe Aussage, als wenn $F_{\min}$ und $U_{a \min}$ beide Null wären.

Es folgt jetzt eine genaue Beschreibung des Verfahrens:

Die Spannung U_{aZ} (Abb. 5.8, Mitte) ist eine dem Kraftverlauf F ähnliche Kurve ohne Phasenverschiebung. Definitionsgemäß (wegen $\xi > 0$ bei Zug) ist das der Verlauf von U_a , wenn der DMS auf Zug beansprucht wird: Bezeichnung hier U_{aZ} .

Die Spannung U_{aD} (Abb. 5.8 unten) ist ebenfalls eine dem Kraftverlauf ähnliche, jedoch vorzeichenverkehrte Kurve. Das ist der Verlauf von U_a bei Druckbeanspruchung: ($\xi < 0$) Bezeichnung hier U_{aD} .

Entscheidung, ob Zug oder Druck vorliegt

Mit Hilfe der folgenden Schritte des Rechnerprogramms kann entschieden werden, ob Zug oder Druck vorliegt, nachdem das Rechnerprogramm gestartet ist und der Knochen dynamisch belastet wird, wie in den Abb. 5.2 und 5.4 gezeigt.

Die Kurven (analoge Signale) F , U_{aZ} bzw. U_{aD} werden über eine Periodendauer gemessen, vom Analog/Digital-Wandler digitalisiert und dem Rechner zugeführt. Eine Periodendauer wird im Rechner in Form von je 100 Meßpunkten gespeichert.

Für die folgenden Überlegungen ist die Kurve der Kraft F die Bezugskurve.

In einem geeigneten Programmabschnitt werden die Minima und Maxima des Kraftverlaufs F ermittelt, und es werden ihnen die Indices wie folgt zugeordnet:

	Ordinate (Kraft)	Abszisse (Zeit)
Min.::	$O[4,1]$	$I[4,1]$
Max.::	$O[4,2]$	$I[4,2]$

Bedenkt man nun, daß die Zeitachsen in allen drei Koordinatensystemen identisch sind, dann lassen sich den Abszissenwerten $I[4,1]$ und $I[4,2]$ je zwei Punkte der Kurven U_{aZ} und U_{aD} zuordnen, ohne daß schon bekannt ist, ob es sich hierbei um Minima oder Maxima handelt.

Also gilt folgende Zuordnung:

mit Abszisse $I[4,1]$ folgt die Ordinate $O[K,1]$ für U_{aZ} bzw. U_{aD}
 " $I[4,2]$ " $O[K,2]$ "

Über die Abfrage, ob die Differenz $O[K,2] - O[K,1]$ größer oder kleiner Null ist, folgt die Festlegung:

Zug oder Druck für U_{aZ} bzw. U_{aD} .

Es gilt für

$$(O[K,2] - O[K,1]) > 0: \text{Zug}$$

$$(O[K,2] - O[K,1]) < 0: \text{Druck}$$

Nun ist bekannt, welcher DMS auf Zug bzw. Druck beansprucht wird.

Jetzt muß der Abgleich erfolgen, d.h. die Kurve U_{aZ} muß soweit nach oben verschoben werden bis die Minima, die Kurve U_{aD} soweit nach unten verschoben werden bis die Maxima auf der Abszisse liegen.

Dazu wurden die Abstände der Punkte $O[K,1]$ zur Abszisse nach Betrag und Vorzeichen ermittelt und vom Rechner angezeigt,

anhand dessen eine Korrektur der Brückenwiderstände über Verstellen der Potentiometer am Brückenverstärker möglich ist.

Die Abgleichschleife wird im Programm so oft durchschritten, bis die Punkte $O[K,1]$ mit ausreichender Genauigkeit auf der Abszisse liegen.

Im Flußdiagramm Abb. 5.9 sind die wesentlichsten Aspekte noch einmal zusammengefaßt.

Dann erst beginnt die eigentliche Messung und die Aufnahme der Meßdaten innerhalb der Meßschleife.

5.7.2.2 MESSSCHLEIFE

Von vier Kanälen K - Kanäle 1 bis 3 ($K = 1,2,3$) sind den drei DMS einer Rosette, Kanal 4 ($K = 4$) der Kraft zugeordnet - werden pro Periode 100 Meßpunkte aufgenommen und gespeichert. Die Messung wird für insgesamt 10 Perioden ($P = 1,2,\dots,10$) durchgeführt.

Nachdem, wie oben bereits beschrieben, die Minima und Maxima für alle Kanäle bestimmt sind und entschieden ist, ob eine Zug- oder Druckbelastung besteht, werden mit teilweise schon erläuterten Formeln (Abschnitt 4) die folgenden Größen für den jeweiligen Meßpunkt berechnet.

Differenzsignale $T[K,P]$:

$$T[K,P] = O[K,2] - O[K,1] \quad (Gl. 5.3)$$

Mittelwerte $M[K]$:

$$M[K] = \frac{1}{P} \sum_{P=1}^{10} T[K,P] \quad (Gl. 5.4)$$

Standardabweichung $A[K]$:

$$A[K] = \frac{\sum_{P=1}^{10} T[K,P]^2 - \frac{\left(\sum_{P=1}^{10} T[K,P]\right)^2}{10}}{10 - 1} \quad (Gl. 5.5)$$

Kraft G_5 :

$$G_5 = \frac{1}{10} M[4] \quad \text{in } N \quad (\text{Gl. 5.6})$$

Dehnungen $\varepsilon[K]$: (folgen aus Gl. 4.7)

$$\varepsilon[K] = 4 \cdot 10^{-3} \frac{M[K] \cdot V[K]}{U_e \cdot K\text{-Faktor}} \quad \text{in } \frac{\mu m}{m} \quad (\text{Gl. 5.7})$$

mit $V[K]$ = Empfindlichkeit des Kanals $K = 1, 2, 3$

Hauptdehnungen $\varepsilon_{H1}, \varepsilon_{H2}$: (entsprechend Gl. 4.2)

$$\varepsilon_{H1,2} = \frac{\varepsilon[1] + \varepsilon[3]}{2} \pm \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\varepsilon[1] - \varepsilon[2])^2 + (\varepsilon[2] - \varepsilon[3])^2} \quad (\text{Gl. 5.8})$$

relative Hauptdehnungen $\varepsilon_{H1rel}, \varepsilon_{H2rel}$: (mit Gl. 5.6)

$$\varepsilon_{H1,2rel} = \frac{\varepsilon_{H1,2}}{G_5} \quad \text{in } \frac{\mu m}{m} / N \quad (\text{Gl. 5.9})$$

Eine bessere Vergleichbarkeit der Hauptdehnungen ist gegeben, wenn die Hauptdehnungen auf die eingeleitete Kraft bezogen werden, sie sind dann als relative Angaben direkt miteinander vergleichbar und leicht für jede Belastung zu errechnen. Diese relativen Hauptdehnungen haben dann die Dimension:

$$\frac{\text{Dehnung}}{\text{Kraft}} \quad \frac{\frac{\mu m}{m}}{N}$$

Winkel der Hauptdehnungen α_1, α_2 : (nach Gl. 4.3)

$$\alpha_{1,2} = \arctg \frac{2 \varepsilon[2] - (\varepsilon[1] + \varepsilon[3])}{\varepsilon[1] - \varepsilon[3]} \quad (\text{Gl. 5.10})$$

in Grad

Für die Messung am Prothesenschaft (Abschnitt 6.2.3) werden zusätzlich (konstanter E-Modul) berechnet:

Hauptspannungen σ_1, σ_2 :

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{2} \left(\frac{\varepsilon[1] + \varepsilon[3]}{1 - \nu} - \frac{\sqrt{2}}{1 + \nu} \sqrt{(\varepsilon[1] - \varepsilon[2])^2 + (\varepsilon[2] - \varepsilon[3])^2} \right)$$

in N/mm^2 (Gl. 5.11)

relative Hauptspannungen $\sigma_{1rel}, \sigma_{2rel}$: (mit Gl. 4.2)

$$\sigma_{1,2rel} = \frac{\sigma_{1,2}}{\sigma_5} \quad \text{in} \quad \frac{N}{mm^2} / N \quad \text{(Gl. 5.12)}$$

Für die Winkel der Hauptspannungen gilt Gl. 5.10.

5.7.2.3 BEMERKUNG ZU DEHNUNGEN BZW. SPANNUNGEN AM KNOCHEN

In der Technik ist es allgemein üblich, eine Beanspruchungsanalyse mit Angaben über den Spannungszustand durchzuführen. Die meisten technischen Werkstoffe bereiten dabei auch keine großen Schwierigkeiten, ist doch der E-Modul von z.B. Stahl eine konstante Größe.

Anders liegen die Verhältnisse bei biologischen Werkstoffen. Der E-Modul schwankt erheblich (vgl. Abschnitt 3.1).

Aus diesem Grund wird in dieser Untersuchung auf eine Berechnung der - ungenauen - Spannungen der Femuroberfläche verzichtet. Stattdessen finden die tatsächlich ermittelten Dehnungen Berücksichtigung.

Die wesentlichen Programmschritte - Abgleich- und Meßschleife - sind dem folgenden Flußdiagramm (Abb. 5.9) zu entnehmen, bevor das vollständige Rechnerprogramm und danach ein Ergebnisausdruck abgedruckt sind.

5.7.2.4 FLUSSDIAGRAMM ZUR DEHNUNGSMESSUNG

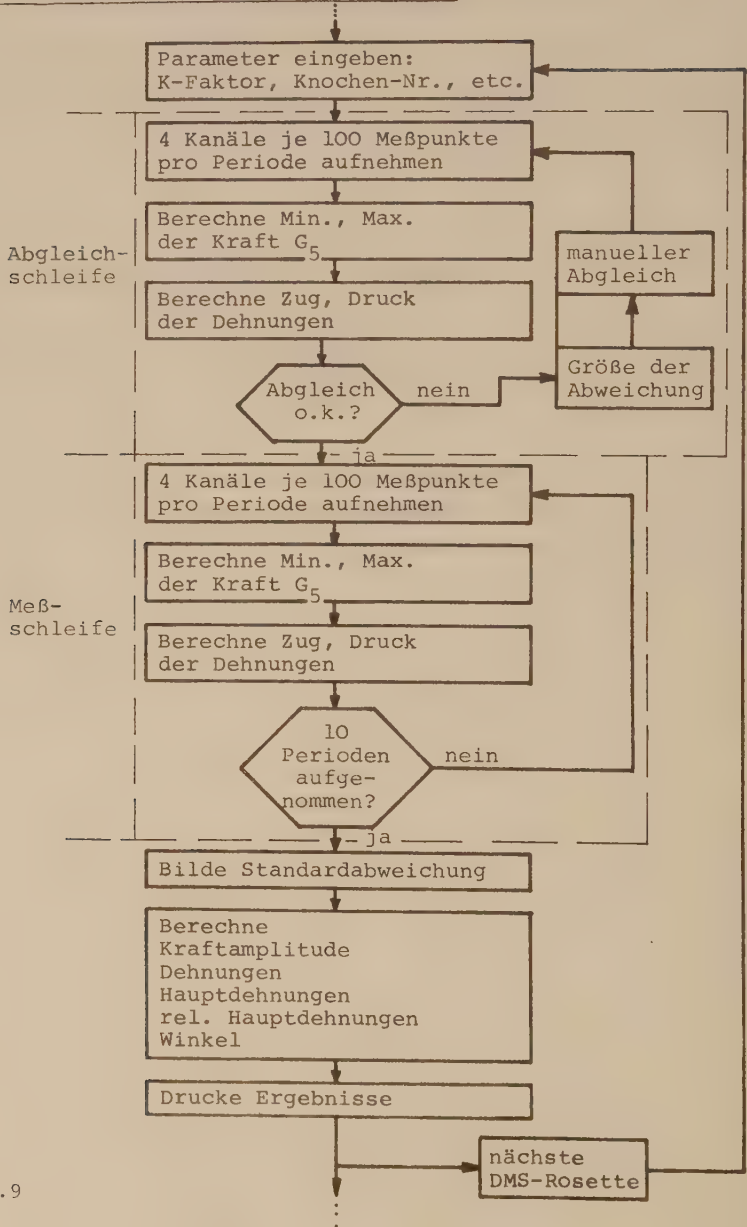


Abb. 5.9

5.7.2.5 RECHNERPROGRAMM "VERFORMUNGSMESSUNG"

In diesem Abschnitt ist das vollständige Rechnerprogramm wiedergegeben.

```

0: "XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX"
1: "DMS - MESSUNGEN AN KNOCHEN":
2: "MAXIMAL ZEHN MESSTELLEN MIT ROSETTEN - DMS":
3: "BERECHNUNG DER DEHNUNGEN, HAUPTPANNUNGEN, WINKEL, RELAT. HAUPTSP. ":
4: "BERGMANN/JENDRZYNSKI 30.4.81 ":
5: "BAND VIKTOR ** TRK 0 ** FILE 283 ":
6: "XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX"
7: "*****DIMENSIONIERUNG*****"
8: dim A,B,I,J,K,M,N,O,P,Q,U,V
9: dim A$(4),O(4),I(4),R(4),T(4),X(4),Y(4)
10: dim A$(50),B$(100),G$,J$(1),L$(2),P(80),C$(32),X$(1)
11: dim K$(4,32),V(8),M(4),R(4),F(5),S(4)
12: buf "X",A$,4
13: fnt 1,c32;5x,f7.2;5x,f7.2;5x,f7.2;5x,f7.2
14: fnt 2,c30;3x,f10.2
15: fnt 3;c47;1x,f10.2
16: for I=1 to 32
17:   for J=1 to 4: "+K$(J,I)+L$(I,:J)+P$(I,I);next J
18: next I
19: *****HAUPTPROGRAMM*****
20: asb "DEHNMESZPRINT"
21: asb "KON"
22: asb "PRIKO"
23: "NEXT":asb "WEME"
24: asb "PRIMEDA"
25: asb "ABGL"
26: asb "LOMESS"
27: asb "MITTEL"
28: asb "PRIJI"
29: asb "DESPA"
30: asb "PRIDESPA"
31: "hier schoert speicher hin":
32: ato "NEXT"
33: "#####"
34: "*****SUBROUTINE DEHNUNGSMESSUNG PRINTEN*****"
35: "DEHNMESZPRINT:wrt 6"
36: asb "LI"

```



```

73: 20→U;ent. "UNTERE KRAFTIGKEITZE [1] 0 NORM=20",U
74: 100/10000+0;100/100000→U
75: ret
76: *****
77: "PRIMEDA":wrt 6;fxd 0;"MESSSTELLE NR."→P#;wrt 6.1,P#;M
78: 95b "LI"
79: "KANAL"→P#;wrt 6.1,P#;1,2,3,4;wrt 6
80: fxd 2;"EMPFINDLICHKEIT [MV]→P#;wrt 6.1,P#;V[1],V[2],V[3]
81: "VERSORG.SPANNUNG [V]→P#;wrt 6.1,P#;V[5],V[5],V[5]
82: ret
83: *****
84: "ABGL":dsp "ABGLEICH BEGINN = (ONT),istp
85: 95b "AUFN"
86: 95b "RECHNEN"
87: 95b "MIMA"
88: 95b "ZUDRU"
89: "LOOP":for I=1 to 20;wait 500;I=I+1;next I
90: 95b "AUFN"
91: 95b "RECHNEN"
92: 95b "MIMA"
93: 95b "LIRE"
94: fxd 0;beep;beep;beep;I=I+1;fxd 2
95: if L#f[1,2]#OK" or L#f[11,12]#OK" or L#f[21,22]#OK";goto "LOOP"
96: dsp "ABGLEICH OK";for I=1 to 5;beep;wait 200;next I
97: ret
98: "LINKS UND RECHTS VERTAUSCHT WEIL DMS IM FALSCHEN BRUECKENZWEIG":
99: *****
100: "LIRE":for K=1 to 3
101: if OK,K,1;K=K+1;goto "LINKS"
102: if OK,K,1;K=K+1;goto "RECHTS"
103: OK
104: "LINKS": "LI"
105: "RECHTS": "RE"
106: fxd 0;str(10000OK,1)→L#f[10(K-1)+1,10(K-1)+10]
107: next K
108: ret

```

```

109: "*****
110: "*****P=1-10mal KANAL M DMS P=1,2,3(RÜCKSETZEN), 10 MAL MESSEN":
111: "10MESS": dsp "MESSBEGINN = COUT",stp
112: fxd 0;for P=1 to 10;beep;dsp "MESSSTELLE=",M," MESSUNG=";P
113: gsb "AUFN"
114: gsb "RECHNEN"
115: gsb "MIMA"
116: gsb "ZUDRU"
117: for K=1 to 4;sen(I(K,3))abs((Q(K,2)-Q(K,1))/2)+T(K,P);next K
118: next P
119: ret
120: "*****UNTERPROGRAMM MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG BILDEN":
121: "*****MITTELWERTE(V)+MEKJ ** STANDARDABWEICHUNG(V)+ACKJ":
122: "MITTEL":for K=1 to 4
123: 0+Q(1,1)+Q(2,1);for P=1 to 10
124: Q(1,1)+T(K,P)+Q(1,1);Q(2,1)+T(K,P)+2+Q(2,1)
125: next P
126: Q(1,1)/10+MEKJ;r((Q(2,1)-Q(1,1)/2+.16)/9)+ACKJ
127: next K
128: ret
129: "*****UNTERPROGRAMM DEHNUNGEN & HAUPTSPANNUNGEN BERECHNEN":
130: "*****E-MODUL=18000 N/mm2=V(6) K-FAKTOR=1.95=V(8) QUERKENNZAHL=.3=V(7)":
131: "*****DEHNUNGEN(n)/m=EI(1),EI(2),EI(3) HAUPTDEHNUNGEN=EI(4),EI(5)":
132: "*****HAUPTSPANNUNGEN SIGMA 1,2=SI(1),SI(2)":
133: "*****ALPHA 1=SI(3) ALPHA 2=SI(4) KRAFT (N) = F":
134: "DESPA":
135: "DEHNUNGEN":for K=1 to 3;.004*(K)*V(K)/V(5)*V(8)+E(K);next K
136: "HAUPTDEHNUNGEN":(EI(1)+EI(3))/2+R
137: r(((EI(1)-EI(2))+2+(EI(2)-EI(3))*2)/2)+B
138: A+B+EI(4);n=B+EI(5)
139: "HAUPTSPANNUNGEN":AV(6)/((1-V(7))+A;B)/V(6);(1+V(7))+B
140: A+B+SI(1)+B+SI(2)
141: "WINKEL DER HAUPTSPANNUNGEN-LA. DEHNUNGEN":EI(1)-EI(3)+0;if 0=0;10*(1-B)+n
142: atan((2*EI(2)-(EI(1)+EI(3))/2)/2+SI(3)
143: if EI(1)<EI(3);jwp 3
144: SI(3)+90+SI(4);if SI(4)>186+SI(4)-186+SI(4)

```



```

181: ret
182: "*****UNTERPROGRAMM BELASTUNGSRICHTUNG DER DMS ERMITTELN":
183: "*****ZUG: +m+ICK,3]"
184: "ZUDRU":
185: for K=1 to 3:sen(CO[K,2]-ICK,1)*+ICK,3]
186: if sen(ICK,3)>0:"ZUG
187: "DRUCK "+L#[10(K-1)+1,10(K-1)+10]
188: next K
189: beep:disp L$
190: ret
191: "*****UNTERPROGRAMM SPANNUNGEN PRINTEN":
192: "PRIDESPA":wrt 6
193: wrt 6.1,"KRAFT [N]";0;0;0;F;wt 6
194: wrt 6.1,"DEHNUNGEN [10*(-6)m/m]";10*6E[1],10*6E[2],10*6E[3]
195: wrt 6.1,"HAUPTDEHNUNGEN [10*(-6)m/m]";10*6E[4],10*6E[5]
196: wrt 6.1,"REL.HAUPT-DEHN.[10*(-6)m/m/N]";10*6E[4]/F,10*6E[5]/F
197: wrt 6.1,"WINKEL HAUPTSPANN./DEHN.DGRAD]";SC[3],SC[4];wrt 6
198: wrt 6.1,"KNÖCHEN-HAUPTSPANNUNGEN [N/mm²]";SC[1],SC[2]
199: wrt 6.1,"RELAT.HAUPTSP.[10*(-3)N/mm²/N]";1000SC[1]/F,1000SC[2]/F
200: "q"+X$;esb "LINE"
201: wrt 6
202: ret
203: "*****UNTERPROGRAMM UNTERSTREICHEN":
204: "LI":
205: "1"+X$;esb "LINE"
206: "q"+X$;esb "LINE"
207: "1"+X$;esb "LINE"
208: "5"+X$;esb "LINE"
209: "1"+X$;esb "LINE"
210: "q"+X$;esb "LINE"
211: "q"+X$;esb "LINE"
212: "q"+X$;esb "LINE"
213: wrt 6;10
214: ret
215: "LINE":
216: for I=1 to 80:X$+P#[I,I];next I

```


5.7.2.6 ERGEBNISAUSDRUCK

Die Ergebnisausdrucke sollen anhand des untenstehenden näher erklärt werden.

KNOCHEN NR. 6 LINKS				
VERSUCH NR. 2 DATUM: 28.8.82				
6 DMS Ø Alu, 0entlastet				
F 300/50				
E - MODUL [N/mm ²]	18000.00			
QUERKONTR.ZAHL	0.30			
K - FAKTOR	2.09			
MESSTELLE NR. 1.00				
	KANAL	1.00	2.00	3.00
EMPFINDLICHKEIT [mV]	0.20	1.00	1.00	4.00
VERSORG.SPANNUNG [V]	2.00	2.00	2.00	
MITTL.DIFFERENZ-SIGNALE [V]	-0.48	-0.94	-0.68	0.25
STANDARDABW. [V]	0.00	0.00	0.00	0.00
KRAFT [N]	0.00	0.00	0.00	254.33
DEHNUNGEN [10 ⁻⁶ m/m]	-91.78	-901.32	-650.23	
HAUPTDEHNUNGEN [10 ⁻⁶ m/m]	228.33	-970.34		
REL.HAUPT-DEHN.[10 ⁻⁶ m/m/N]	0.90	-3.82		
WINKEL HAUPTSPANN./DEHN.[GRAD]	-31.12	53.88		
KNOCHEN-HAUPTSPANNUNGEN [N/mm ²]	-1.24	-17.84		
RELAT.HAUPTSP.[10 ⁻³ N/mm ² /N]	-4.89	-70.14		

Der obere Teil zwischen den beiden dicken Linien gilt für eine Versuchsnummer, das heißt für sämtliche zu untersuchende DMS eines Knochens - sechs auf der Femuroberfläche und eventuell neun auf dem Prothesenschaft - unter unveränderten Belastungsbedingungen. Es handelt sich nicht um berechnete Größen, sondern in den Rechner eingegebene Parameter, wie Knochen-Nr., Kommentar zum Versuch, E-Modul etc. .

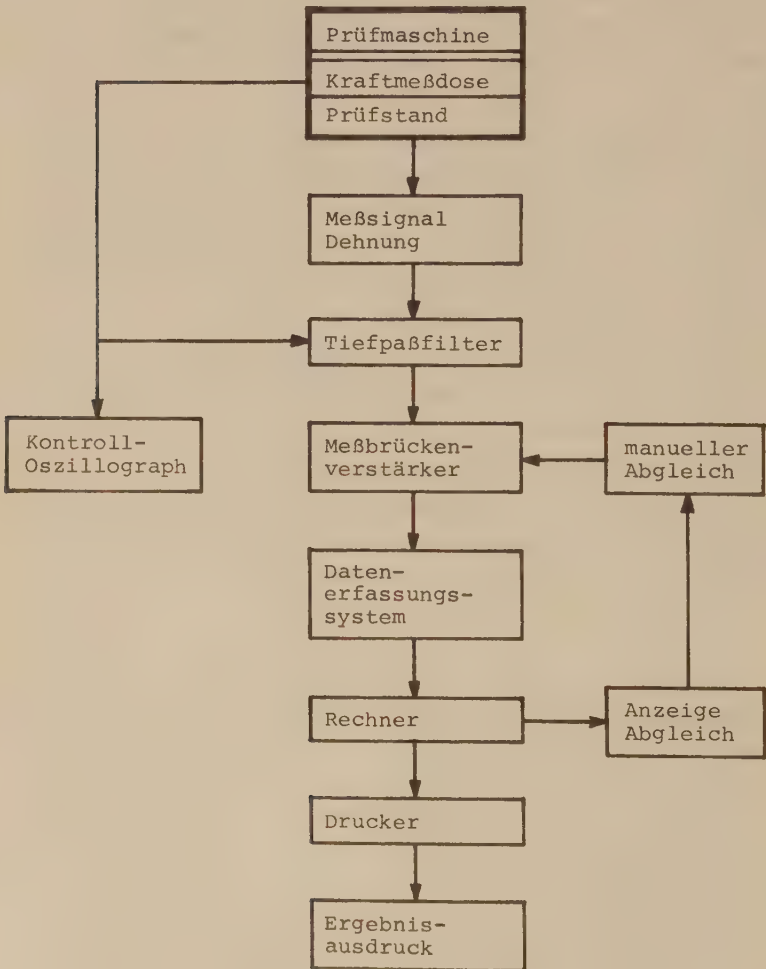
Unterhalb der aktuellen Meßstellennummer sind dann für die vier Kanäle die Empfindlichkeiten $V[K]$ und die Versorgungsspannungen U_e (vgl. Gl. 5.7) angegeben, sowie die berechneten mittleren Differenzsignale und ihre Standardabweichungen (Gl. 5.4, Gl. 5.5) mit den entsprechenden Einheiten.

Nach der Angabe der Kraft F , die G_5 entspricht (Kanal 4, Gl. 5.6), folgen die drei Dehnungen der DMS nach Gl. 5.7, die daraus mit Gl. 5.8 berechneten Hauptdehnungen, die relativen Hauptdehnungen (Gl. 5.9) sowie die zugehörigen Winkel nach Gl. 5.10.

Die beiden unteren Zeilen - Hauptspannung und relative Hauptspannung (nach Gl. 5.11, Gl. 5.12) - fanden nur bei den Messungen am Prothesenschaft Berücksichtigung.

5.8 SCHEMA DES KOMPLETTEN VERSUCHSAUFBAUS

Dem unten angegebenen Schema kann der Datenfluß des kompletten Versuchsaufbaus entnommen werden.



6 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

6.1 ALLGEMEINE BEMERKUNGEN

In Abschnitt O ist die Aufgabenstellung schon konkretisiert worden: Der Einfluß von zusätzlich zu Hüftendoprothesen implantierten FTN auf die spezifische Belastung des Femur soll untersucht werden.

Das Belastungsverhalten eines Femur mit Prothese ist zu vergleichen mit dem eines Femur, in den zusätzlich ein FTN einzementiert ist. Der einfachste Lösungsweg wäre, ein Femur einmal mit und einmal ohne FTN zu untersuchen. Der hierbei notwendig durchzuführende Wechsel der implantierten Teile mit anschließender Neuimplantation gestaltet sich jedoch so schwierig, daß diese Vergleichsmethode verworfen wurde.

Insbesondere das Herausschlagen des Zementköchers gibt ein Problem auf. Er muß vollständig entfernt werden, da die Markhöhle für die Aufnahme des FTN noch erweitert werden muß. Hierbei ist die Verbindung zwischen Knochen und relativ frisch eingebrachtem Zement wesentlich fester, da weder Grenzschnitt-umbauvorgänge noch Materialermüdung zur Demarkation hätten führen können.

Auch der umgekehrte Weg - Untersuchung zuerst des Femur mit Prothese und FTN und anschließend des Knochens lediglich mit Prothese - ist unmöglich zu beschreiten, da das FTN ein Zerstückeln des Zements in der Markhöhle behindert und ein Ausstreifen des intakten Verbundsystems Zement und FTN unweigerlich zu stärkeren Beschädigungen des Knochens führt, die eine vergleichende Betrachtung der Meßergebnisse nicht erlauben.

Ein Ausweg, den Prothesenwechsel zu umgehen, besteht darin, einen Links/Rechts-Vergleich durchzuführen.

6.2 LINKS/RECHTS-VERGLEICH

Knochen weitestgehender Identität hinsichtlich Geometrie, Zusammensetzung und strukturellem Aufbau und damit auch ähnlichem Verhalten unter Belastung sind paarige Knochen eines gesunden Individuums. Vergleicht man z.B. zwei Femura eines Organismus anhand eines Röntgenbildes miteinander, ergibt sich eine hochgradige Übereinstimmung in Struktur und Geometrie, sie sind in erster Näherung zur Mediansagittalebene symmetrisch. Diese Tatsache ergibt sich auch aus der Kombination des Wolff'schen Gesetzes (s. Abschn. 3.3) mit der genetischen Anlage. Die genetisch bedingte makroskopische Anatomie (Geometrie, Länge, Winkel etc.) wird über beanspruchungsabhängige Strukturierung im mikroskopischen Bereich den mechanischen Anforderungen angepaßt. Beim gesunden Individuum kann im Mittel von seitengleicher Belastung ausgegangen werden, die in etwa auch eine gleiche Materialverteilung in beiden Femura bewirkt.

Auch ROHLMANN (1981a) führte einen Vergleich eines Femurpaares durch und kam zu guten Ergebnissen. Er verwendete ein Femur zur Geometrie und Materialdatenübertragung auf ein Rechenmodell, das zweite diente der experimentellen Spannungsermittlung.

Den eigenen Versuchen liegt die folgende Vorgehensweise zugrunde:

Nach entsprechender Knochenauswahl und -vorbehandlung (s. Abschn. 6.3, 6.5) wurden auf beide frisch entnommenen paarigen Leichenfemura DMS appliziert.

Die in Belastungsversuchen dieser intakten Femura ermittelten Dehnungswerte konnten nach einer in Abschnitt 6.6 angegebenen Normierung mit den Dehnungen verglichen werden, die bei identischen Belastungsbedingungen an den selben Femura auftraten, nachdem sie endoprothetisch versorgt worden waren, entweder nur mit einer HEP oder mit einer HEP und einem FTN.

In beiden Femura wurden Endoprothesen der Fa. Mecron Typ: Müller-Charnley, Kurzhals, Schaftlänge 125 mm einzementiert, wobei in das eine Femur zusätzlich ein FTN des gleichen Herstellers eingebracht wurde.

Typ des FTN: Trichterlänge 130 mm, Winkel zwischen Kragenauf-
lage und Schaftachse 45° .

Die Implantate sind in der Abb. 1.1 gezeigt.

Da die Knochenoberfläche inzwischen keine Veränderung erfahren hatte, konnte mit identischen DMS an gleicher Stelle unter gleichen Belastungsbedingungen das nun veränderte Verformungsverhalten bestimmt werden.

6.3 MATERIALAUSWAHL UND -ENTNAHME

Die Organentnahme beschränkte sich auf Spender, die weder primäre Erkrankungen des Halte- und Bewegungsapparates (wie z.B. angeborene Systemerkrankungen des Skelettsystems, Knochentumoren, Paresen oder Plegien der unteren Extremitäten usw.) noch solche Erkrankungen zeigten, die sekundär den Knochenapparat beeinträchtigen (z.B. endokrine Störungen, metastasierende Karzinome etc.).

Das Alter der Spender blieb unberücksichtigt.

Die Entnahme der paarigen Femura erfolgte möglichst kurz nachdem die Patienten ad exitum gekommen waren.

Konnten die Knochen nicht sofort untersucht werden, wurden sie luftdicht verpackt tiefgefroren.

6.4 VORVERSUCHE

Vorversuche dienten dazu, den Einfluß von Feuchtigkeit auf die Stabilität der Signale der DMS zu untersuchen, wenn diese auf frische Leichenknochen appliziert sind. Zwar existieren spezielle DMS für Messungen unter feuchten Bedingungen. Da diese jedoch erheblich teurer sind, sollte getestet werden, mit welcher Methode die Empfindlichkeit üblicher DMS gegenüber

Feuchtigkeitseinflüssen gering zu halten war.

Die geringste Abdrift des Meßsignales ließ sich mit einer "Verpackung" des DMS erzielen, die aus Aluminium-Folie und Wachs bestand. Zunächst erfolgte die Applikation des DMS mittels Zyanoacrylat-Klebers auf Aluminium-Folie. Verlöten der Anschlußkabel und Abdecken des DMS inklusive der Lötstellen mit verflüssigtem Wachs waren die nächsten Schritte. Abschließend wurde der so verbehandelte DMS mit demselben Kleber auf dem frischen Leichenknochen angebracht.

Bei der Wachsabdeckung der DMS wich das DMS-Signal nur um ca. 15 % des Ausgangswertes ab, wenn die Ausgangsmessung unter trockenen, die anschließenden Messungen unter feuchten Bedingungen nach ausreichender Einwirkzeit (ca. 15 Stunden) durchgeführt wurden.

Unter gleichen Versuchsbedingungen zeigten mit Silicon-Kautschuk abgedeckte DMS eine Abdrift von über 100 % des Ausgangswertes.

Zu den weiteren Versuchen bleibt anzumerken, daß solche extreme Feuchtigkeit unter üblichen Versuchsbedingungen nicht auftritt und auch die Meßzeiten weit unterhalb der angegebenen Einwirkzeit der Vorversuche lagen.

6.5 MATERIALVORBEHANDLUNG

In Stichworten sollen die einzelnen Arbeitsgänge beschrieben werden, die für jeden Knochen durchzuführen waren:

- sauberes Präparieren mit Entfernung des Periostes
- sägen auf Maß oberhalb der Kondylen
- einzementieren des gekürzten distalen Femur in Aluminium-Klotz (s. Abb. 5.1 und 5.4)
- exaktes horizontales Aufbohren (auf 8 mm) des Trochanter major im Abstand von 40 mm zum Hüftmittelpunkt mittels Schablone
- markieren der DMS-Meßpunkte an medialer bzw. lateraler Femurseite
- Oberflächenbehandlung (Schleifen und Entfetten der DMS-Aufnahmestellen)
- DMS-Applikation wie oben beschrieben

6.6 · BELASTUNG DES FEMUR IM VERSUCH

Zur Festlegung der Belastung des Femur sind einige Bemerkungen zu machen.

Die Belastung des Femur unter Versuchsbedingungen orientierte sich an den in Abschnitt 3.2 erläuterten biomechanischen Gegebenheiten. Über die Einleitung der Kraft G_5 an der Belastungsvorrichtung (s. Abb. 5.1, 5.2) ergibt sich für das Femur eine Belastung durch die Hüftgelenksresultierende R und die Abduktorenkomponente M . Geometrische Verhältnisse (Winkel, Längen) wurden exakt eingehalten, die Größe der angreifenden Kraft G_5 wurde kleiner als in vivo gewählt.

Dies ist erlaubt, weil die qualitative Charakteristik der Beanspruchung, z.B. der Verlauf der Oberflächenspannungen, unabhängig ist von der Größe G_5 . Diese sind der äußeren Belastung direkt proportional, solange die Verformung des Knochen relativ klein bleibt. Außerdem war die Wahl einer relativ kleinen Kraft G_5 aus versuchstechnischen Gründen notwendig. Denn die Einleitung der Abduktorenkomponente M geschieht über eine Bohrung im Trochanter major, die größeren Belastungen nicht standhält, sondern ausreißen würde.

Zwei Belastungsstufen wurden für G_5 festgelegt:

1. 200/100 N
2. 300/ 50 N

Die mit Gl. 5.8 berechneten Hauptdehnungen (Abschnitt 5.7.2.2) wurden auf die sie verursachende Kraft G_5 bezogen (Gl. 5.9) und werden relative Hauptdehnungen genannt. Durch diese "Normierung" mit der Kraft G_5 sind die Verformungswerte besser untereinander vergleichbar und leichter vorstellbar: Die relative Hauptdehnung einer bestimmten Größe ist diejenige Dehnung, die von einer Kraft G_5 der Größe 1 N hervorgerufen wird.

Aus den bei kleinem G_5 ermittelten Dehnungen könnte direkt auf die physiologischen Beanspruchungen in vivo hochgerechnet

werden. Dies war aber nicht Ziel der vorliegenden Arbeit. Vielmehr interessierte primär die durch die Verwendung eines FTN qualitativ geänderte Knochenbeanspruchung.

6.7 VERSUCHSPROGRAMM

Für drei zu untersuchende Femurpaare wurden folgende Versuche festgelegt.

Standardversuche

Versuch 1 und 2: Untersuchung paariger Femura zunächst in intaktem Zustand.

Versuch 3 und 4: Implantation der Prothese in das eine, der Prothese und des FTN in das andere Femur.

Zusatzversuche

In den Zusatzversuchen galt es, die Antwort auf folgende Fragestellungen zu finden:

- Welchen Einfluß auf die Dehnung an der Femuroberfläche hat die Abstützung des Prothesenkragens?
- Wie wirkt sich eine "kleinere" dreieckige Resorptionszone auf die Dehnung am Femur mit bzw. ohne FTN aus, wenn die Resorptionszone nach Abb. 6.1. angebracht ist?



Abb. 6.1

proximales Femur von medial mit kleinerer dreieckiger Resorptionszone der Abmessungen

Grundseite: 25 mm
Höhe : 20 mm

- Zeigen sich andere Dehnungsverhältnisse am Femur, wenn die dreieckige Resorptionszone gleicher Lage und gleicher Grundseite vergrößert wird auf die Höhe 40 mm?
- Können FTN die spezifische Belastung des Prothesenschaftes reduzieren?

- Treten nach einer größeren Zahl von Lastwechseln z.B. 30.000 unter Versuchsbedingungen andere Dehnungsverhältnisse am Femur auf?

Wie sich die Zusatzversuche auf die Femurpaare verteilen, sowie die Versuchsbezeichnung, ist den anschließenden Tabellen zu entnehmen.

Versuchsprogramm Femurpaar 1

Knochen 3 bzw. 4 (in Klammern)

Versuchsbezeichnung	Beschreibung des Knochens	Kraft G_5 in N
Standardversuche		
V 1:	Knochen intakt	200 / 100
V 2:	" "	300 / 50
V 3:	Kn. + HEP (+ FTN)	200 / 100
V 4:	" " "	300 / 50
Zusatzversuche		
V 5:	Kn. wie bei V 3 bzw. V 4 + Prothesenaufsitz freigesägt	200 / 100
V 6:	" " " "	300 / 50
V 7:	Kn. wie bei V 5 bzw. V 6 + dreieckige Resorptionszone	200 / 100
V 8:	" " " "	300 / 50
V 9:	Kn. wie bei V 5 bzw. V 6 + große dreieckige Resorptionszone	200 / 100
V 10:	" " " "	300 / 50
V 11:	Wiederholung von Versuch 9 bzw. 10 nach ca. 30.000 Lastwechseln	

Versuchsprogramm Femurpaar 2

Knochen 5 bzw. 6 (in Klammern)

Versuchsbezeichnung	Beschreibung des Knochens	Kraft G_5 in N
---------------------	---------------------------	---------------------

Standardversuche

V 1:	Knochen intakt	200 / 100
V 2:	" "	300 / 50
V 3:	Kn. + HEP (+ FTN)	200 / 100
V 4:	" " "	300 / 50

Zusatzversuche

V 5:	Kn. wie bei V 3 bzw. V 4 jedoch Prothesenschaft mit 9 DMS instrumentiert (+ FTN)	200 / 100
V 6:	" " " "	300 / 50

Versuchsprogramm Femurpaar 3

Knochen 7 bzw. 8 (in Klammern)

Versuchsbezeichnung	Beschreibung des Knochens	Kraft G_5 in N
---------------------	---------------------------	---------------------

Standardversuche

V 1:	Knochen intakt	200 / 100
V 2:	" "	300 / 50
V 3:	Kn. + HEP (+ FTN)	200 / 100
V 4:	" " "	300 / 50

7 ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER STANDARDVERSUCHE

Die Ergebnisdarstellung ist unterteilt in die Besprechung der Standard- und Zusatzversuche (Abschnitt 8). Sämtliche Versuche wurden bei zwei verschiedenen Belastungsstufen von G_5 (200 / 100 N; 300 / 50 N) gefahren. Die Auswertung ist beschränkt auf die Darstellung der Ergebnisse nur einer Belastungsstufe (200 / 100 N), also der ungeradzahligten Versuche V 1, V 3 usw.; die zweite Belastungsstufe (300 / 50 N geradzahligte Versuchsbezeichnung) diente der Kontrolle der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

In den Abb. 7.1 und 7.2 ist in der Mitte schematisch je ein Femurteil abgebildet, das der leichteren Zuordnung der Meßpunkte (Ordinate)

1 - 3 mediale Seite	}	in der Frontalebene
4 - 6 laterale Seite		

für die Dehnungsmessung dienen soll.

Auf den beiden Abszissen ist jeweils die relative Hauptdehnung ϵ_{rel} (zum Begriff: relative Hauptdehnung vgl. Abschnitt 6.6 bzw. Gl. 5.9) aufgetragen, so daß links der Ordinate ($\epsilon_{rel} > 0$) jeweils Zug, rechts davon jeweils Druck ($\epsilon_{rel} < 0$) abzulesen ist.

Die beiden relativen Hauptdehnungen werden nach Betrag und Richtung aus den gemessenen Dehnungen der DMS einer Rosette (Gl. 4.2, 4.3, 5.8 bis 5.10) berechnet. Sie stehen definitionsgemäß senkrecht aufeinander. Daher sind beide Dehnungsangaben, die pro Meßpunkt in den Abb. 7.1 und 7.2 skizziert sind, auch in einem Winkel von 90° zu denken. Die genauen absoluten Winkelangaben sind nicht gesondert aufgeführt, da sie die Übersichtlichkeit nur verringern würden. Eine Durchsicht der errechneten Winkel zeigte aber, daß die Hauptdehnungen medial und lateral maximal um den Winkel $\pm 7^\circ$ von der Femurschaftachse (Axialdehnungen) bzw. senkrecht dazu (Umfangsdehnungen) abwichen. Es kann also mit ausreichender

Genauigkeit von Dehnung in Axial- und Umfangsrichtung gesprochen werden.

Wie in Abb. 7.1 und 7.2 gekennzeichnet, sind die Axialdehnungen jeweils außen, die Umfangsdehnungen in der Mitte dargestellt.

Abb. 7.1 zeigt jeweils die Werte am intakten Femur (dicke Linie) und am Femur mit Prothesenimplantation (dünne Linie), die an drei Oberschenkelknochen ermittelt wurden bei Belastung mit R und M.

Oben : Femurpaar 1 : Knochen 3

Mitte: Femurpaar 2 : Knochen 5

Unten: Femurpaar 3 : Knochen 7

Für die Abb. 7.2 der Gegenseite gilt entsprechendes. Hier sind für die korrespondierenden Femura wiederum die Zustände intakt (dicke Linie) sowie nach Zementfixation von Prothese und Femurtrichternetz (gestrichelte Linie) wiedergegeben, und zwar in der Anordnung:

Oben : Femurpaar 1 : Knochen 4

Mitte: Femurpaar 2 : Knochen 6

Unten: Femurpaar 3 : Knochen 8

Durch die spiegelbildliche Darstellung von Abb. 7.2 kann ein direkter paarweiser Vergleich des Verformungsverhaltens der Femura mit und ohne FTN vorgenommen werden.

7.1 DEHNUNGEN AM INTAKTEN FEMUR

Bei der Betrachtung der Ergebnisse der intakten Femura (durchgezogene dicke Linien in den Abb. 7.1 und 7.2) fällt vor allem auf, daß die Dehnungsverläufe entlang den Ordinaten keine extremen Größenschwankungen aufweisen.

Dies könnte als Hinweis auf die Richtigkeit des WOLFF'schen Gesetzes interpretiert werden: ("Eine bestimmte Dehnung ist optimal für den Knochen").

Ein Vergleich der durchgezogenen dicken Kurvenverläufe zwischen Abb. 7.1 und 7.2 zeigt außerdem eine sehr gute Übereinstimmung der Meßwerte zwischen linken und rechten Femura. Hierdurch wird nachträglich bestätigt, daß der gewählte Links/Rechts-Vergleich zulässig ist.

Die Beanspruchung des proximalen Femur in der Frontalebene zeigt ein typisches Bild:

Medial treten Druckdehnungen ($\xi < 0$) in axialer Richtung

Legende zu den Abb. 7.1 und 7.2 auf den folgenden zwei Seiten.

Abb. 7.1

Versuchsergebnisse der Knochen 3 (oben), 5 (Mitte), 7 (unten) bei Belastung mit R und M; auf der Abszisse aufgetragen die relative Hauptdehnung ϵ_{rel} (vgl. Abschn. 6.6), auf der Ordinate die Meßpunkte 1 - 3 medial und 4 - 6 lateral. In den äußeren Feldern Dehnung in angenähert axialer Richtung, in den mittleren in angenäherter Umfangsrichtung, (max. Abweichung 70° von beiden Richtungen),
durchgezogene dicke Linie: — Femur intakt
durchgezogene dünne Linie: — Femur mit HEP
Erklärung im Text

Abb. 7.2

Zu Abb. 7.1 identische Darstellungsweise für die Knochen 4 (oben), 6 (Mitte), 8 (unten) mit den Zuständen:
durchgezogene dicke Linie: — Femur intakt
dünne gestrichelte Linie: -- Femur mit HEP und FTN

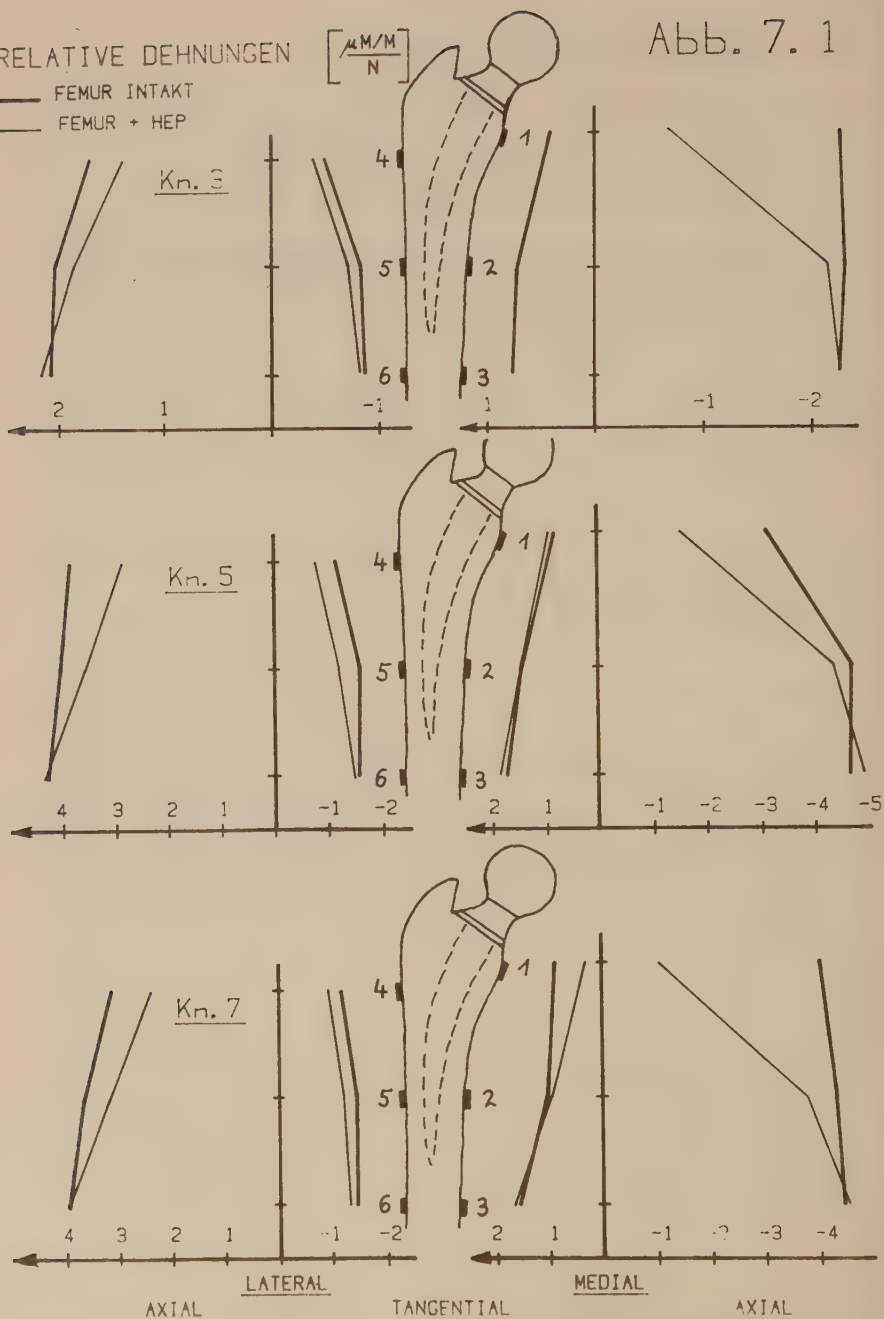
Spiegelbildliche Darstellung für die korrespondierenden Femura in Abb. 7.1
Erklärung im Text

RELATIVE DEHNUNGEN

$$\left[\frac{\Delta M/M}{N} \right]$$

Abb. 7.1

- FEMUR INTAKT
- FEMUR + HEP

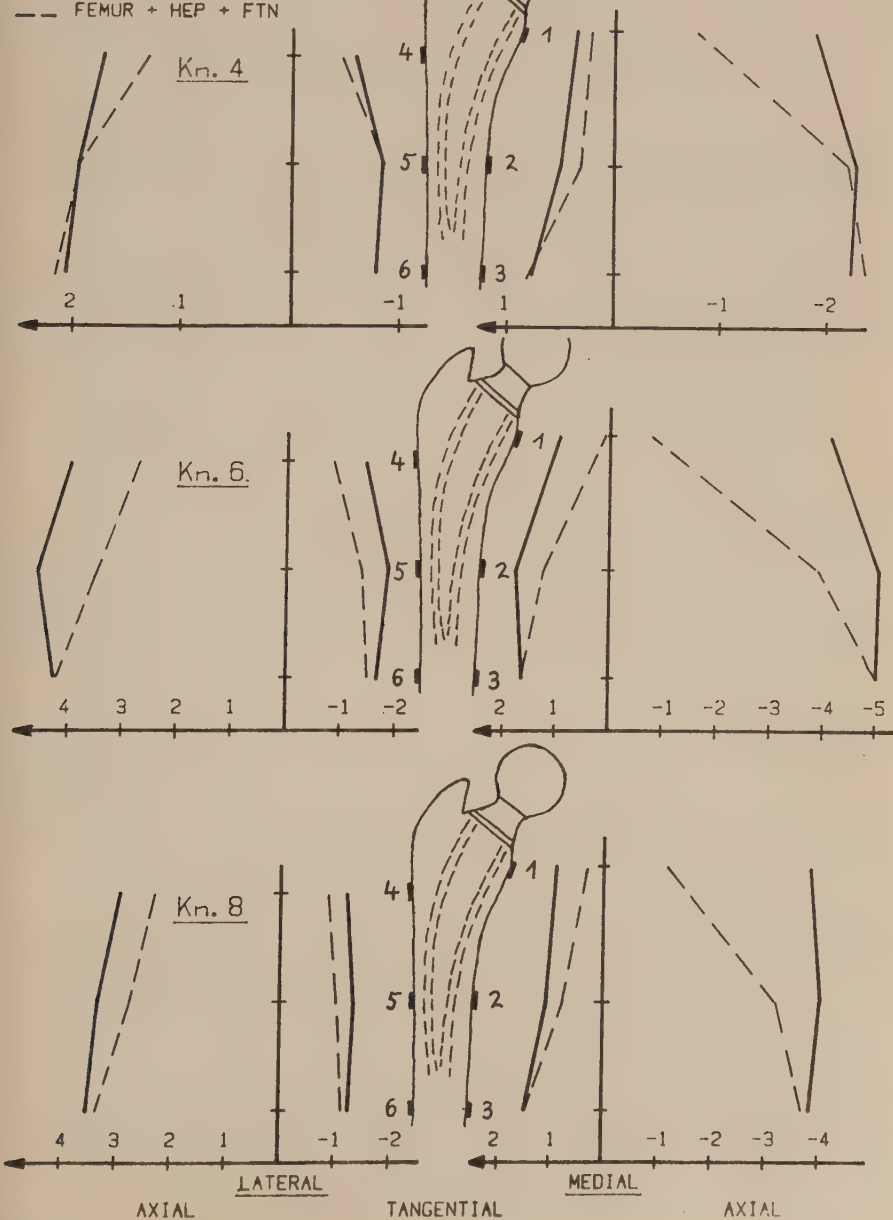


RELATIVE DEHNUNGEN

— FEMUR INTAKT
 --- FEMUR + HEP + FTN

$\left[\frac{\mu M/M}{N} \right]$

Abb. 7.2



auf und Zugdehnungen ($\epsilon > 0$) senkrecht dazu in Umfangsrichtung.

Axiale Zug- und tangentielle Druckdehnungen dagegen herrschen an der lateralen Seite.

Die axialen Dehnungen ergeben sich aus der überwiegenden Biegebeanspruchung des Knochens, die Verhältnisse in Umfangsrichtung sind über die Querkontraktion zu erklären.

Die Größe der axialen Dehnungen ist für den untersuchten Femurbereich relativ gleichmäßig. Die größte Abweichung zeigt hier Knochen 5 zwischen den Punkten 1 und 2 mit einer um ca. $1/3$ kleineren Dehnung bei 1.

Damit entsprechen die Verhältnisse am intakten Femur den Ergebnissen von ROHLMANN (1981a), JACOB und HUGGLER (1979).

7.2 DEHNUNGEN AM FEMUR MIT IMPLANTATEN.

Welche Verformungen am Femur nach Implantation einer Prothese bzw. einer Prothese und eines FTN auftreten, ist ebenfalls in die Abb. 7.1 in Form der dünnen ausgezogenen, in die Abb. 7.2 in Form der gestrichelten Linien eingezeichnet. Zur genaueren Unterscheidung der prozentualen Verhältnisse sind zusätzlich die Abb. 7.3 bis 7.5 heranzuziehen.

Dort ist in analoger Weise die Verformung angegeben, jedoch sind auf der Abszisse relative Dehnungen in Prozent aufgetragen, und zwar sind diese bezogen auf die Werte am intakten Femur. Letztere sind gleich 100 % gesetzt:

Diese Werte werden im folgenden als bezogene Dehnungen bezeichnet (bezogen auf die Dehnungen am intakten Femur).

Die Ergebnisse sind für die Femurpaare zusammengefaßt:

Knochen 3 und 4 in Abb. 7.3,

Knochen 5 und 6 in Abb. 7.4,

Knochen 7 und 8 in Abb. 7.5.

Oberhalb der stärkeren Linie (intaktes Femur gleich 100 %) ist für jeden Meßpunkt die Dehnung des Femur mit Prothese

(dünne durchgezogene Linie), unterhalb die des Femur mit Prothese und FTN angegeben (dünn strichliert).

Die folgenden Aussagen basieren auf diesen fünf Abbildungen.

7.2.1 FEMUR MIT PROTHESE

Darstellung in den Abb. 7.1, 7.3, 7.4, 7.5 dünne ausgezogene Linie)

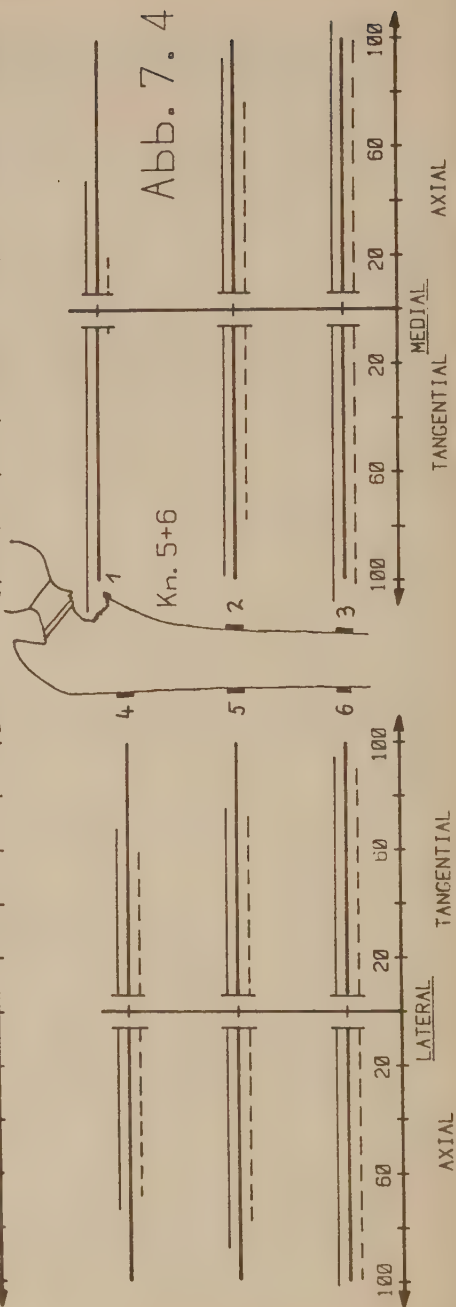
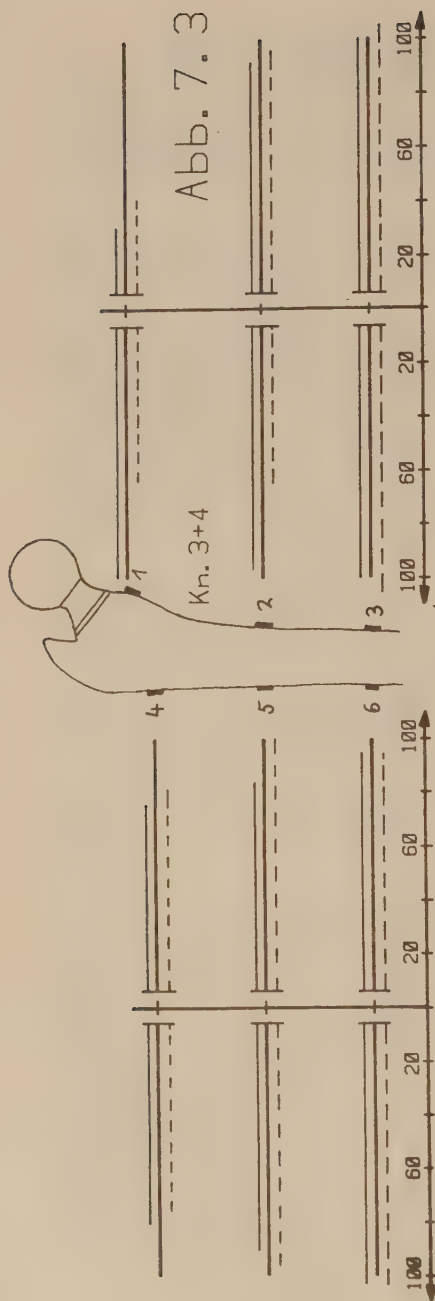
Zum Einfluß der Prothese auf die axialen Dehnungen ist folgende grundsätzliche Aussage zu treffen: Die größten Veränderungen finden sich medial und lateral im proximalen Bereich (Punkte 1, 4), distal nähern sich die Dehnungen immer mehr den Werten des intakten Femur, so daß etwa in Höhe der Prothesenschaftspitze physiologische Verhältnisse erreicht sind (Punkte 3, 6).

Die größte Abweichung ist am Calcar femorale (1) mit einer Verminderung der Druckdehnung auf Werte zwischen 27 und 48 % vom Normalen zu verzeichnen.

Das stimmt sehr gut mit den Ergebnissen von JACOB und HUGGLER (1979) überein, die eine Belastungsverminderung von 60 % angeben.

Lateral ist die Reduzierung axialer Dehnungen durch eine Prothesenimplantation wesentlich geringer, sie schwankt zwischen 19 und 26 %.

Die tangentialen Dehnungen auf der lateralen Seite nähern sich ebenfalls von proximal nach distal dem ungestörten Verlauf. Nicht systematisch einzuordnen sind die medialen Umfangsdehnungen. Hier scheinen insbesondere am Calcar femorale (1) alle Abweichungen im Vergleich zum intakten Femur möglich: Kein Unterschied (Knochen 3), Erhöhung auf 112 % (Knochen 5) und deutliche Verminderung auf 34 % (Knochen 7). An den Meßpunkten 2 und 3 sind nur geringe Unterschiede um weniger als 10 % gemessen worden.



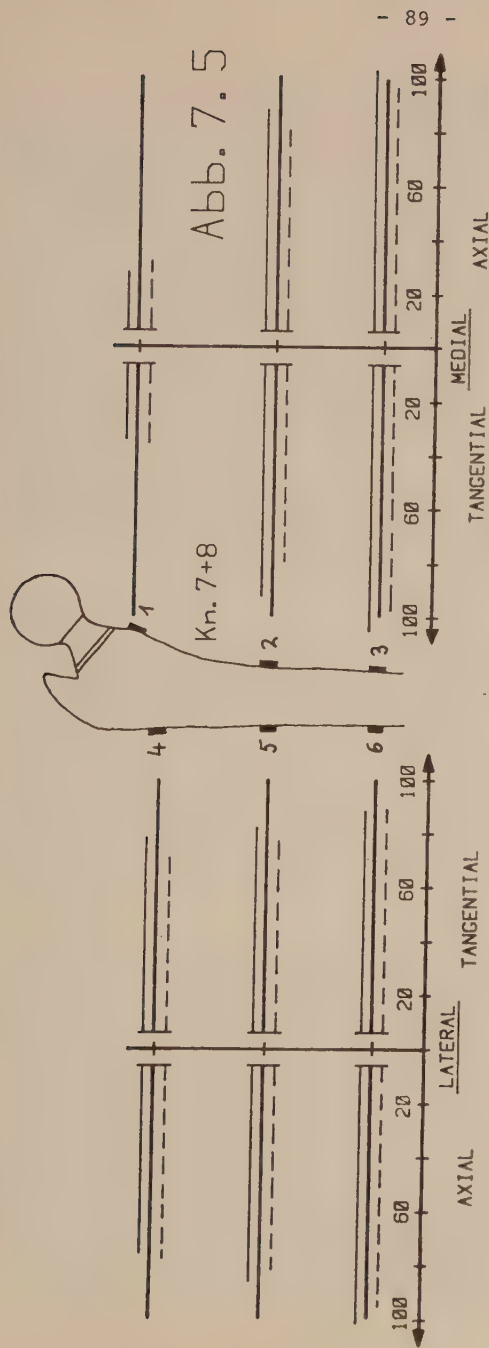


Abb. 7.5

Kn. 7+8

BEZOGENE DEHNUNGEN [%], BEZOGEN AUF INTAKTES FEMUR

Legende zu den Abb. 7.3, 7.4, 7.5

Darstellung bezogener Dehnungen.

Dehnungen am

Femur mit HEP: —

Femur mit HEP und FTN: ---

bezogen, d.h. in Prozent der Dehnungen an gleicher Meßstelle des intakten Femur.
Dehnung intaktes Femur gleich 100%: —

7.2.2 FEMUR MIT PROTHESE UND TRICHTERNETZ

(Darstellung in den Abb. 7.2 bis 7.5 als dünne strichlierte Linie).

Ein zusätzlich eingebrachtes Trichternetz verändert den qualitativen Verlauf der Axialdehnungen nicht.

Die Dehnungen gleichen sich wiederum von proximal nach distal den physiologischen Werten an. Am Calcar femorale ist (wie ohne FTN) die deutlichste Verminderung auf Werte zwischen 20 und 40 % zu finden, dagegen liegen die Werte lateral (Punkt 4) bei 70 bis 80 %.

Eine deutliche Beeinflussung der lateralen Umfangsdehnungen durch das FTN ist nicht zu beobachten, hier zeigt sich etwa der gleiche Verlauf wie am Femur mit Prothese.

Anders die tangentialen Dehnungen an der medialen Seite. Am Calcar femorale wird in allen drei Fällen die tangentielle Zugdehnung beträchtlich reduziert. Es bestehen aber vereinzelt starke Unterschiede zwischen Femur mit HEP allein und zusätzlichen FTN. Ein einheitlicher Trend für den Einfluß des FTN ist nicht zu erkennen.

Die Werte mit FTN betragen 8 % (Knochen 6), 36 % (Knochen 8) und 64 % an Knochen 4. Meßpunkt 2 zeigt immerhin noch eine Verminderung auf 64 bis 80 %.

Zusammenfassend sind zum Einfluß des FTN auf die Verformung an der Femuroberfläche folgende Feststellungen zu treffen.

- Lateralseitig werden weder die Zugdehnungen in Axial- noch die Druckdehnungen in Umfangsrichtung durch ein zusätzlich zur Prothese eingebrachtes FTN wesentlich verändert. Der größte Unterschied beträgt 16 % zwischen den Zuständen mit bzw. ohne FTN.

- Auch die medialseitigen Druckdehnungen in axialer Richtung sind qualitativ nicht verändert. Sie werden an den drei untersuchten Knochenpaaren durch den Einsatz des FTN erhöht - um ca. 10 % - oder um knapp 30 % verringert, im Vergleich zum

Zustand nur mit Prothese.

- Markante Unterschiede zeigen die Umfangsdehnungen an der medialen Seite. In drei Versuchen konnte im Punkt 2 eine Verringerung von 10 bis 30 % gemessen werden im Vergleich zum Femur mit Prothese, aber auch zum intakten Femur. Gerade dort aber hat eine Prothesenimplantation alleine nur geringe Auswirkungen auf die Zugdehnungen.

Besonders deutlich reduziert das FTN die Zugdehnungen in Umfangsrichtung jedoch im Bereich des Calcar femorale, bezogen auf das unveränderte Femur um 35 bis 90 % in drei Versuchen, bezogen auf das Femur mit Prothese um 35 bis 100 % in zwei Fällen. Im dritten Fall - Knochen 7 und 8 - ist durch den Einbau des FTN kein Unterschied zur Prothese allein zu bemerken.

DISKUSSION

Die Diskussion der Versuchsergebnisse berücksichtigt überwiegend die mechanischen Aspekte am Femur im Bereich des Calcar femorale. Und dies aus zwei Gründen.

- 1) Die Versuche haben, wie zahlreiche Veröffentlichungen ebenfalls bestätigen (s. Literaturangaben im Abschnitt 3.5), gezeigt, daß der kritische Bereich größter unphysiologischer Dehnungen beim Prothesenaufsitz an der medialen Femurseite existiert.
- 2) Die von VOORHOEVE et.al. (1981) angegebenen Indikationen, die zum Teil auf analytischen Spannungsuntersuchungen basieren, werden überwiegend mit der mechanischen Situation am Calcar femorale begründet.

Das Hauptargument für die Verwendung von FTN ist die Reduzierung "schädlicher" Umfangsspannungen am medialen proximalen Femur, die aus der veränderten Krafteinleitung über die zementfixierte Endoprothese auf die Kortikalis resultieren sollen.

Der sich verjüngende Prothesenschaft treibe die "rohrförmige" Kortikalis auseinander.

Mit "schädlichen" Umfangsspannungen sind offenbar zu große gemeint. Direkt unterhalb des mit Knochenzement ersetzten Kortikalisdefektes betragen diese nach VOORHOEVE et.al. (1981) das fünffache der Werte des intakten Femur. Sie fallen zwar nach distal hin recht schnell ab, liegen aber etwa in Prothesenschaftmitte noch deutlich über den Spannungswerten des unveränderten Femur.

Dieses Phänomen der "Rohrerweiterung" mit über den physiologischen Werten liegenden Umfangsdehnungen kann anhand der eigenen Versuche nicht bestätigt werden. Die Umfangsdehnungen lagen bei zwei Versuchen nach Implantation einer Prothese durchaus im physiologischen Bereich, unverändert bzw. nur geringfügig erhöht. Im dritten Versuch konnte sogar eine deutliche Reduzierung ermittelt werden.

Wird zusätzlich ein FTN eingebracht, zeigen sich zwar in allen Versuchen deutlich geringere Umfangsdehnungen im Vergleich zum intakten Femur. Allerdings werden dann auch die physiologischen Umfangsdehnungen, gemessen am korrespondierenden Femur des gleichen Femurpaares, deutlich unterschritten. Damit werden die Umfangsdehnungen durch das FTN an der Femuroberfläche sogar noch unphysiologischer, noch geringer. Das sollte unter Berücksichtigung des WOLFF'schen Gesetzes eigentlich nicht angestrebt werden.

Eine spontane Erholung der Knochenstruktur am Prothesenaufsitz, wie sie VOORHOEVE (1981) angibt, ist aufgrund unserer Messungen nicht zu erklären. Andere unbekannte Parameter scheinen hierbei eine wichtige Rolle zu spielen.

Übereinstimmend bleibt festzustellen, daß FTN nach den analytischen (VOORHOEVE) und den eigenen experimentellen Beanspruchungsanalysen die Umfangsspannungen bzw. -dehnungen reduzieren können. Nur gehen VOORHOEVE et.al. davon aus, daß durch die Implantation einer HEP der Knochen vermehrt in Umfangs-

richtung beansprucht wird (bis zum fünffachen im Vergleich zum intakten Femur). Die experimentellen Ergebnisse zeigen jedoch eindeutig keine Tendenz zur Erhöhung der Umfangsdehnungen, entweder sie bleiben gleich oder sind sogar vermindert.

Diese Diskrepanz dürfte in den unterschiedlichen Methoden der Beanspruchungsanalysen begründet sein.

Die analytische Methode der Finiten-Elemente ist dem Wesen nach ein Näherungsverfahren. Die tatsächlichen Einbauzustände des endoprothetisch versorgten Femur dürften durch das stark vereinfachte, rotationssymmetrische Rechenmodell nicht hinreichend genau erfaßt werden. Auch die Belastung berücksichtigt nicht die Verhältnisse des PAUWELS'schen Einbeinstandes. Sie entspricht mit der vertikal am Prothesenkopf angreifenden Kraft - ohne Berücksichtigung der Abduktorenkomponente - eher dem Stand auf beiden Beinen. An dem "begradigten" Rechenmodell greift die Kraft dann sogar mittig in axialer Richtung an, so daß keine Biegebeanspruchung auftritt.

Die hohen Umfangsspannungen sind an diesem vereinfachten Rechenmodell mit ebenfalls stark vereinfachter Belastung durchaus plausibel, wenn man die geometrischen Verhältnisse der Implantate betrachtet. HEP, FTN und Zementköcher verjüngen sich noch distal und treiben das "Kortikalisrohr" gleichsam auseinander.

Verstärkung dürfte dieser Effekt noch durch den ebenfalls rotationssymmetrischen, also circular angeordneten Knochendefekt erfahren, der durch Knochenzement ersetzt ist. Eine direkte Kraftübertragung vom Prothesenaufsitz auf die Kortikalis ist damit nicht gegeben. Der Prothesenkragen stützt sich nur auf dem Knochenzement ab. Durch dessen größere Elastizität ist der proximale Teil des Prothesenschaftes elastischer abgestützt als bei einem Knochendefekt, der nur einen geringen Teil des Umfangs ausmacht. Das gilt für die axiale aber auch die radiale Abstützung. Diese Tatsache läßt größere Relativbewegungen der Implantate gegenüber dem Knochen erwarten, insbesondere bei dem mittigen axialen Kraftangriff, mit dem Effekt einer distal größeren Krafteinleitung.

Im Bereich des Knochenzementes, der den Kortikalisdefekt ersetzt, ermittelten VOORHOEVE et.al. (1981) eine Spannungs-umkehr. Zugspannungen in Umfangsrichtung am intakten Femur stehen teilweise betragsmäßig höhere Druckspannungen in gleicher Richtung am Femur mit Implantaten gegenüber. Auch hier sind die Spannungen bei Verwendung von FTN geringer als bei alleiniger HEP Implantation.

Da in den eigenen Versuchen keine Zementspannungen ermittelt wurden, kann zu diesem Punkt keine Angabe gemacht werden.

Im Experiment bewirkte eine implantierte HEP keine Vermehrung der Umfangsdehnungen an der Knochenoberfläche. Zwar ist es vorstellbar, daß die Implantate die Kortikalis aufzuweiten suchen, die daraus resultierenden Dehnungen an der Knochenoberfläche dürften jedoch so gering sein, daß die meßbare Beanspruchung überwiegend durch die wesentlich größere überlagerte Biegebeanspruchung bedingt ist.

Damit ist anhand der eigenen Versuche bezüglich der Umfangsdehnungen festzustellen:

FTN vermindern die Umfangsbeanspruchung der Knochenoberfläche. Da diese aber nicht notwendig erhöht ist nach Implantation einer HEP, wird durch ein FTN die Beanspruchung des Femur nicht physiologischer. Das Gegenteil ist der Fall: Sie wird noch geringer.

Ob ebenso die Umfangsbeanspruchung des Knochenzementes reduziert wird, muß weiteren Untersuchungen vorbehalten bleiben.

Auch die folgenden Aussagen VOORHOEVE's et.al. (s. Abschnitt 1.4, zitiert aus VOORHOEVE et.al., 1981):

- "Verringerung der Längsspannung am Einleitungsbeginn in das Femur ..."
 - "Das FTN übernimmt zum großen Teil die durch den Verlust des Hüftkopfes verlorengegangene Verteilerfunktion".
- sind mit den experimentellen Ergebnissen nicht zu bestätigen.

Die mediale Längsdehnung zeigt unter dem Einfluß eines FTN keine eindeutige Tendenz zur Verringerung, sie liegt etwa in der Größenordnung wie am Femur mit Prothese.

Es darf auch angezweifelt werden, daß eine solche Reduzierung wünschenswert wäre, denn die axiale Beanspruchung des proximalen medialen Femur ist nach Prothesenimplantation ohnehin zu gering.

Zum Problem der Verteilerfunktion bleibt anzumerken, daß die Krafteinleitung zwar durchaus zu einem unbekannten Prozentsatz über das FTN erfolgen wird, aber nicht mit dem Ergebnis einer physiologischen Dehnungsverteilung am proximalen Femur. Eine physiologische Beanspruchung des lateralen Zugbündels ist mit und ohne FTN bei den gegenwärtig üblichen Prothesentypen nicht denkbar.

In den Versuchen sind FTN gleicher Länge verwendet worden. Daher kann über die Aussage VOORHOEVE's et.al. (1981), daß mit einer längeren Ausführung distal im Femur eine vermehrte Kraftaufnahme erzielt werden kann, experimentell keine Angabe gemacht werden.

Welche biomechanischen Faktoren für die Prothesenlockerung verantwortlich zu machen sind, ist immer noch umstritten.

Es scheint aufgrund dieser Versuche noch nicht einmal möglich, genau vorherzusagen, welche biomechanischen Veränderungen im individuellen Fall zu erwarten sind, z.B. durch den Einsatz eines FTN. Und dies, obwohl bei den Experimenten großer Wert darauf gelegt wurde, die Versuchsbedingungen, wie Implantationstechnik etc., konstant zu halten.

Offenbar bestimmen zusätzlich zu HEP und FTN auch noch andere Faktoren die Beanspruchung des endoprothetisch versorgten Femur.

Mögliche Einflüsse wären:

- individuelle Unterschiede von Struktur und Geometrie des Knochens

- Sitz und Kontaktstellen des FTN in der Markhöhle
- Verteilung des Zementes
- Steifigkeitsverhältnis zwischen Verbundsystem und Knochen
- geometrische Relation FTN und Knochen

Der Einfluß dieser Faktoren müßte in weiteren experimentellen oder analytischen Untersuchungen bestimmt werden.

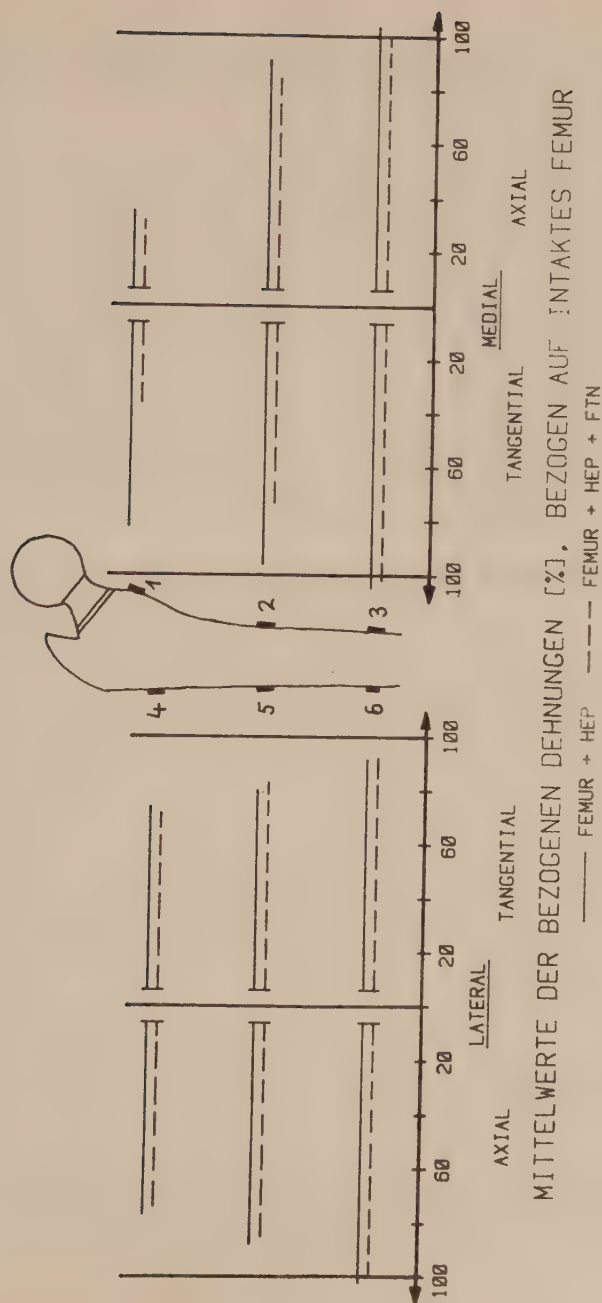
Abschließend bliebe dann noch das Problem:

Wie verhält sich das System unter in vivo Bedingungen?

Gerade das Verhalten in vivo ist nicht ohne weiteres aus experimentell gewonnenen Daten zu beschreiben, da unter Versuchsbedingungen immer mehr oder minder grobe Vereinfachungen die Ergebnisse verfälschen und im allgemeinen von idealen Bedingungen ausgegangen wird, die entweder schon während der Operation nicht zu realisieren sind (genauer Prothesensitz usw.) oder die zu einem späteren Zeitpunkt durch Reaktion im Organismus verändert werden, z.B. durch Ermüdungserscheinungen des Zements.

Die dann am Femur auftretenden Dehnungen können evtl. eine gänzlich andere Charakteristik zeigen, wenn ein einwandfreier Sitz der Prothese im Zement nicht mehr gewährleistet ist.

Abschließend sind in Abb. 7.6 die gemittelten Werte der Standardversuche zusammengefaßt. Die Dehnungen am Femur mit Prothese (dünne Linie) sind denen am Femur mit Prothese und FTN gegenübergestellt (gestrichelte Linie).



MITTELWERTE DER BEZOGENEN DEHNUNGEN [%], BEZOGEN AUF INTAKTES FEMUR

Abb. 7.6

Mittelwerte der bezogenen Dehnungen aller Standardversuche

8 ERGEBNISSE UND DISKUSSION DER ZUSATZVERSUCHE

8.1 EINFLUSS DES PROTHESENKRAGENS

An zwei Femura wurde der Prothesenkragen freigesägt, indem eine ca. 1 mm starke Zementschicht circular bis auf Prothesenschafttiefe entfernt wurde. Der Vergleich vorher bzw. nachher durchgeführter Versuche erbrachte keinerlei Unterschiede der Femuroberflächendehnungen. Dies bestätigt gut das analytische Ergebnis von ROHLMANN et.al. (1983) und experimentelle Angaben von HUGGLER et.al. (1978), die dem Prothesenkragen keine wesentliche Bedeutung beimessen hinsichtlich der Beanspruchung von Femur und Prothesenschaft. Allerdings gibt ROHLMANN in obiger Arbeit vermehrte Schubspannungen an, die im Zement nahe der Resektionsfläche auftreten.

8.1.1 EINFLUSS VON RESORPTIONSZONE UND LASTSPIELZahl

Welche Dehnungen gemessen wurden, nachdem eine zusätzliche, kleine dreieckige Resorptionszone ausgesägt worden war (s.Abschnitt 6.7), ist in Abb. 8.1 zusammengefaßt. Das Dreieck war so gemessen, daß der oberste mediale DMS dieser Maßnahme nicht zum Opfer fiel. Da die Messungen nur veränderte Werte an der Meßstelle 1 erbrachten, sind in Abb. 8.1 nur die Meßpunkte 1 und 2 berücksichtigt.

Im linken Teil stehen die durchgezogenen Linien für das Femur mit Prothese, die unterbrochenen für das gleiche Femur nach Anbringen der Resorptionszone. Rechts gilt entsprechendes für das Femur mit Prothese und FTN.

In Abb. 8.1 ist abzulesen, daß eine kleinere dreieckige Resorptionszone medial unterhalb des Prothesenkragens die Knochenoberflächendehnung distal der "Osteolyse" meßbar beeinflusst.

Die axialen Druckdehnungen betragen nach Anbringen der Resorption am Femur mit HEP bzw. mit HEP und FTN jeweils nur noch ca. 50 %, verglichen mit den Dehnungswerten vorher. Mithin

ist keine Auswirkung des FTN auf die axiale Beanspruchung zu erkennen.

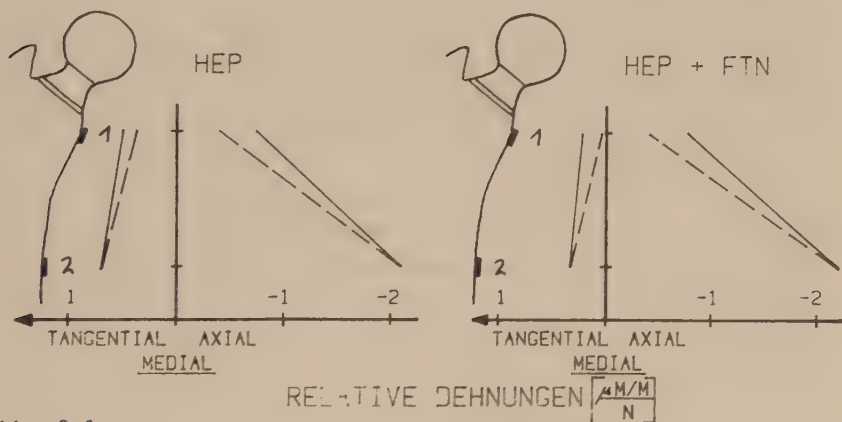


Abb. 8.1

Dehnungen am Femur vor und nach Anbringen einer kleinen dreieckigen Resorptionszone

Dagegen wird auch hier die reduzierende Wirkung der FTN auf die Umfangsdehnungen deutlich. Durch Anbringen der Resorptionszone sind die Umfangsdehnungen am Femur mit HEP um ca. 25, die am Femur mit HEP und FTN um 80 % vermindert.

Wird die Resorptionszone bis unterhalb des obersten medialen DMS auf ca. 40 mm ausgedehnt, konnte mit den verbleibenden fünf DMS keine andere Verformung bestimmt werden.

Auch nach einem Zeitversuch über ca. 30.000 Lastwechsel ergaben sich die gleichen Dehnungen.

DISKUSSION

Zusammenfassend ist zu diesen Versuchen zu sagen, daß auch bei Vorliegen einer medialen Resorptionszone ein FTN die Umfangsdehnungen beträchtlich vermindert und das überwiegend medial proximal, wobei auch noch etwa 12 mm unterhalb des Defektes das Femur tangential entlastet wird. Das Maß 12 mm ergibt sich aus der Distanz Resorptionszone zum DMS.

Im Versuch ist der Knochendefekt nicht mit Zement überbrückt worden, es liegen daher keine Messungen auf der Zementoberfläche vor.

Erneut ist die wesentliche Einflußzone der FTN im Bereich des Calcar femorale festzustellen. An den anderen Meßpunkten war die Verformung unabhängig vom Vorhandensein eines FTN und auch von der Größe des Defektes.

Zur Begründung für den nicht festgestellten Einfluß des Prothesenkragens auf die Dehnung der Femuroberfläche müssen der Zustand des Zements und die Größe der Hüftgelenksresultierenden im Versuch angeführt werden. Solange ein exakter, formschlüssiger Sitz des Prothesenschaftes gegeben ist, kommt dem Kragen eine untergeordnete Bedeutung zu. Das dürfte sich mit Sicherheit ändern, wenn der Zementköcher infolge höherer Belastung über längere Zeit ermüdet, mit dem Effekt einer anderen Kraftflußverteilung auf die ihn umgebende Knochensubstanz.

Der Extremfall wäre durch einen längsgespaltenen Zementköcher gegeben, der den Umfangskräften kaum mehr Widerstand entgegenzusetzen kann. Diese würden dann auf das Femur übergeleitet, wodurch es im Sinne einer Rohrerweiterung zu verstärkter tangentieller Knochenbelastung käme.

Kann der Prothesenkragen ein tieferes Eindringen des Schaftes in den Zementköcher verhindern, würden über den Prothesenaufsitz zunehmend mehr Kräfte auf den Zement oder auch auf die Kortikalis direkt übergeleitet. Gleichzeitig wäre die Möglichkeit denkbar, daß am medialen proximalen Aufsitz vermehrt axiale Spannungen eingeleitet werden, falls der Knochen dort nicht schon zuvor resorbiert wurde.

Unter gleichem Gesichtspunkt müssen auch die 30.000 Lastwechsel gesehen werden. Offenbar gefährdet die geringe Belastung im Versuch den exakten Prothesensitz nicht.

8.2 DMS AUF DEM PROTHESENSCHAFT

Mit 9 DMS auf dem Schaft instrumentierte Prothesen (s. Abschnitt 5.3.2) wurden in Knochen 5 und 6 einzementiert. Letzterer erhielt zusätzlich ein FTN. Zur Belastung siehe Abschnitt 6.7.

Die Ergebnisse sind in Abb. 8.2 dargestellt. Da der E-Modul des Prothesenschaftes konstant und bekannt ist, sind die relativen Hauptspannungen auf den Abszissen aufgetragen (vgl. Abschn. 5.7.2.2). Die Kontur des Prothesenschaftes läßt die Lage der 9 Meßpunkte erkennen, die auf die "begradigte" Ordinate projiziert sind.

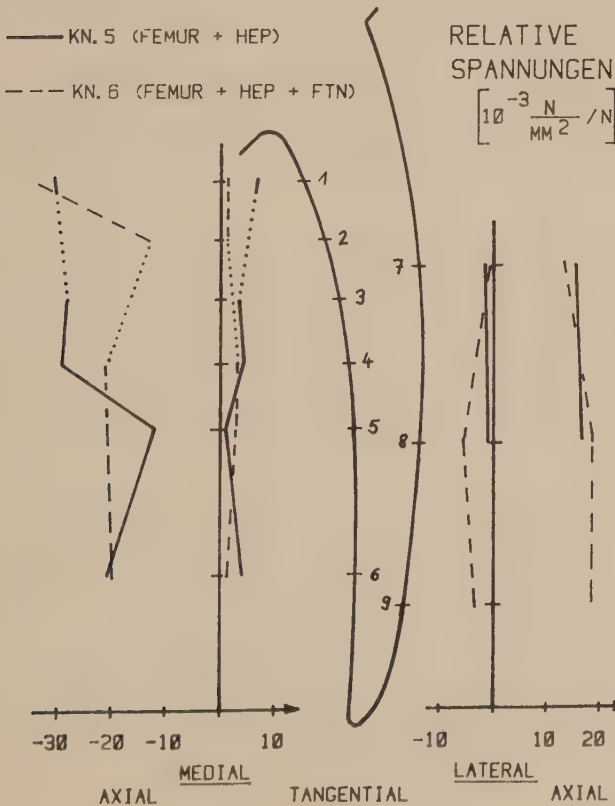


Abb. 8.2
Mit DMS er-
mittelte
Spannungen
des
Prothesen-
schaftes

Die ermittelten Spannungswerte sind für Knochen 5 (Femur + HEP, dicke Linie) und Knochen 6 (Femur + HEP + FTN, gestrichelt) gemeinsam dargestellt. Punktierte Kurvenanteile markieren ausgefallene DMS; an Knochen 5 fielen der zweite und neunte, an Knochen 6 der dritte DMS aus, nachdem die Prothesen vor der Implantation mit einer dünnen PMMA-Schicht versehen worden waren, die eigentlich dem Schutz der DMS und besonders der Verkabelung dienen sollte.

Medial wurden axial Druck- und tangential Zugspannungen, lateral Druckspannungen in Umfangsrichtung und Zugspannungen in axialer Richtung gemessen, mithin zeigt der Prothesenschaft die gleiche Spannungscharakteristik wie die Femuroberfläche. Die qualitative Spannungsverteilung erscheint damit noch plausibel.

Die zum Teil erheblichen quantitativen Unterschiede in den gemessenen Spannungen lassen eine klare Tendenz nicht erkennen, mitbedingt durch die fehlenden Spannungswerte der ausgefallenen DMS.

ROHLMANN (1983) bestimmte mit der FEM die Hauptdehnungen am Prothesenschaft als relativ gleichmäßig sowohl medial als auch lateral in Schaft- und Umfangsrichtung. Bei einer experimentellen Überprüfung der analytischen Ergebnisse (mittels DMS auf dem Prothesenschaft) zeigten sich starke Abweichungen. Die Dehnungen waren starken Schwankungen unterworfen und wichen teilweise um mehrere hundert Prozent von den analytischen Werten ab.

Da die eigenen experimentellen Daten nicht analytisch überprüft worden sind und in Schaft- und Umfangsrichtung einen ähnlich schwankenden Verlauf aufweisen, muß in Anlehnung an ROHLMANN (1983) die Verlässlichkeit der Meßmethode angezweifelt werden.

DMS sind demnach nicht ohne weiteres in Grenzflächen verwendbar. Als Begründung ist der Spannungszustand anzuführen, der im Gegensatz zur Femuroberfläche nicht zwei- sondern im allge-

meinen dreidimensional ist.

Dadurch treffen Kraftkomponenten senkrecht auf die Gitterebene der DMS und beeinflussen das Meßsignal auf nicht vorhersehbare Weise.

LITERATURVERZEICHNIS

Baur, W.A.:

- 1976 "Totale Hüftendoprothesen an der Orthopädischen Universitätsklinik Bonn. Eine Analyse nach Klinischen und Biomechanischen Gesichtspunkten".
Dissertation, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn (1976)

Beckenbaugh, R.D., Ilstrup, D.M.:

- 1978 "Total Hip Arthroplasty".
Journal of Bone and Joint Surgery, 60-A, No. 3, April (1978)

Bergmann, G.:

- 1981 "Ein Dreikomponenten-Kraftaufnehmer und seine Anwendung für die Messung von Gelenkkraften am Tier".
Dissertation, Verfahrenstechnik TU Berlin (1981)

Boutin, P.:

- 1972 "Arthroplastie totale de la hanche par prothese en alumine frittée; etude experimentale et première applications clinique".
Rev. Chir. Orthop. 58, 229 (1972)

Braune, W., Fischer, O.:

- 1889 "Über den Schwerpunkt des menschlichen Ganges".
Hirzel, Leipzig 1889)

Brockhurst, P.J., Block, B., Keys, L.H., Selby-Brown, C., Svensson, N.L.:

- 1975 "Design of total hip prosthesis, the femoral stem".
School of Mechanical and Industrial Engineering, in association with Centre for Biomedical Engineering, University of New South Wales (1975)

Charnley, J.:

- 1961 "Arthroplasty of the hip - A new operation".
Lancet II, 1129 (1961)

Charnley, J.:

- 1958 "Surgery of the hip-joint".
Brit.med. J., I, 821 (1960)

Charnley, J.:

- 1964 "The bonding of prostheses to bone by cement".
J. Bone Jt. Surg. 46 B, 516 (1964)

Charnley, J.:

- 1979 "Low Friction Arthroplasty of the Hip".
Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1979)

Crowninshield, R.D., Brand, R.A., Johnston, R.C.,
Pedersen, D.R.:

- 1981 "An analysis of femoral prosthesis design: the effects
on proximal femur loading".
The Otto Aufranc Award Paper, in The Hip Society:
The Hip, C.V. Mosby Company
St. Louis, Toronto, London (1981)

Crowninshield, R.D., Johnston, R.C., Brand, R.A.,
Pedersen, D.R., Wilson, M.A., Tolbert, J.R.:

- 1983 "An Engineering Analysis Of Total Hip Component Design".
Presented at the 50th Annual Meeting of the American
Academy of Orthopaedic Surgeons Anaheim, California,
March 10-15 (1983)

Culmann, K.:

- 1873 "Die graphische Statik", Bd. 1. Zürich 1.Aufl. 1866,
2.Aufl. (1873)

Debrunner, H.U., Izadpanah, N.:

- 1976 "The effect of the total prosthesis operation on pain".
In: "Total Hip Prosthesis", edited by Gschwend, N. and
Debrunner, H.U., Hans Huber Publishers, Bern, Stuttgart,
Vienna (1976)

Delbet, P.:

- 1903 "Résection du coude".
Bull. Soc. nat. Chir. 24, 1172 (1903)

Eftekhari, N.S.:

- 1978 "Principles of total hip arthroplasty".
C.V. Mosby Comp., St. Louis (1978)

Engelbrecht, E., Nieder, E., Strickle, E., Keller, A.:

- 1980 "Experimentelle Untersuchungen zur Optimierung der
Hüftendoprothese".
In: Chirurg 51, 677-684 (1980)

Fick, R.:

- 1850 "Statische Betrachtung der Muskeln des Oberschenkels".
Z. rat. Med. 9, 94 (1850)

Fischer, O.:

- 1899 "Der Gang des Menschen".
Leipzig, Teubner (1889)

Friedebold, G., Hanslik, L., Radloff, H., Weigert, M.,
Gerbig, W.:

- 1973 "Ergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte".
In: "Der totale Hüftgelenkersatz", Hrsgb. Cotta, H.,
Schulitz, K.P., Thieme, Stuttgart (1973)

Ganz, R.:

- 1979 "Hüftprothesen".
In: "Operativer Gelenkersatz", Hrsgb. Müller, M.E.,
Huber, Bern, Stuttgart, Wien (1979)

Ganz, R., Rüter, A.:

- 1973 "Alloarthroplastischer Ersatz des Hüftgelenkes bei
Knochentumoren und tumorartigen Veränderungen".
In: "Der totale Hüftgelenkersatz", Hrsgb. Cotta, H.,
Schulitz, K.P., Thieme, Stuttgart (1973)

Goel, V.K., Svensson, N.L.:

- 1977 "The Finite Element Stress Analysis Of A Human Femur
Fitted With Charnley Prosthesis".
The University of New South Wales, N.S.W. Kensington
2033 Australia (1977)

Hoffmann, K.:

- 1972 "Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik". Die An-
wendung der Wheatstone'schen Brückenschaltung.
Druckschrift VD 72001; Hottinger Baldwin Meßtechnik
Darmstadt (1972)

Hoffmann, K.:

- 1973 "Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik". Die
Messung elementarer Belastungsfälle mit DMS.
Druckschrift VD 73002; Hottinger Baldwin Meßtechnik
Darmstadt (1973)

Hoffmann, K.:

- 1976 "Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik". Eine Einfüh-
rung in die DMS-Technik anhand von Versuchsbeschreibungen.
Druckschrift VD 76005; Hottinger Baldwin Meßtechnik
Darmstadt (1976)

Hoffmann, K.:

- 1978 "Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik". Maßnahmen zur Vermeidung bzw. Verminderung von Meßfehlern.
Druckschrift VD 78001; Hottinger Baldwin Meßtechnik
Darmstadt (1978)

Hohmann, D.:

- 1973 "Allgemeine und besondere Indikationen der Totalalloplastik des Hüftgelenkes".
In: "Der totale Hüftgelenkersatz". Hrsg. Cotta, H.,
Schulitz, K.P., Thieme, Stuttgart (1973)

Huggler, A.H.:

- 1968 "Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes mit Femurschaft- und Totalendoprothesen".
Thieme, Stuttgart (1968)

Huggler, A.H., Jacob, H.A.C., Schreiber, A.:

- 1978 "Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurprothesen".
Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92, 261-272 (1978)

Jacob, H.A.C., Huttler, A.H.:

- 1979 "Spannungsanalysen an Kunststoffmodellen des menschlichen Beckens sowie des proximalen Femurendes mit und ohne Prothese".
In: "Pauwels-Symposium Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie, Berlin (1979)

Judet, J.:

- 1947 "Prothèse en résine acrylic".
Mem. Acad. Chir. 73, 561 (1947)

Kehr, H.:

- 1973 "Ergebnisse und Erfahrungen bei Hüftgelenksplastiken mit Totalprothesen".
Mschr. Unfallheilk. 76, 49-60, Springer (1973)

Knese, K.H.:

- 1955 "Allgemeine Bemerkungen über Belastungsuntersuchungen des Knochens sowie spezielle Untersuchungen am Oberschenkel unter der Annahme einer Krankonstruktion".
Anatomischer Anzeiger 101, 186-203 (1955)

Knothe, K.:

- 1975 "Finite Methoden zur Konstruktionsberechnung".
Vorlesungsskript TU Berlin (1975)

Lanyon, L.E., Paul, I.L., Thrascher, E.L., Rubin, C.T.,
Liebmann, V.L., Simon, S.R., Rose, R.M. and Radin, E.L.:

- 1979 "In Vivo Strain Measurements Of Bone And Prosthesis
Following Total Hip Replacement".
25th Annual QRS, San Francisco, California,
February 20-22 (1979)

Miller, J., Burke, D.L., Stachiewicz, J.W., Ahmed, A.M.,
Kelebay, L.C.:

- 1978 "Pathophysiology of loosening of femoral components in
total hip arthroplasty".
In: The Hip Society: "The Hip". Proceedings of the
sixth open scientific meeting of the Hip Society,
St. Louis, C.V. Mosby Company (1978)

Mittelmeier, H.:

- 1976 "Anchoring hip endoprostheses without bone cement".
In: "Advances in artificial hip and knee joint tech-
nology", Schaldach, M., Hohmann, D. (Ed.)
Springer, Berlin 1976

Mittelmeier, H.:

- 1980 "Five years experience with alumina-ceramic hip
prostheses".
World Biomat. Congr., Baden, Österreich (1980)

Moore, A.T.:

- 1940 "Metal hip joint. A new self locking Vitallium
prosthesis".
Sth. med. J. (Bghm., Ala.) 45, 11 (1952)

Pauwels, F.:

- 1935 "Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem".
Beilageheft Z. Orthop. Chir. 63 (1935)
In: Pauwels, F.: "Gesammelte Abhandlungen zur funk-
tionellen Anatomie des Bewegungsapparates".
Springer, Berlin (1965)

Pauwels, F.:

- 1950 "Die Bedeutung der Bauprinzipien der unteren Extremität für die Beanspruchung des Beinskeletts". (1950)

In: Pauwels, F.: "Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates".
Springer, Berlin (1965)

Pauwels, F.:

- 1954 "Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens".

Morph. Jb. 95, 35-54 (1954)

In: Pauwels, F.: "Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates".
Springer, Berlin (1965)

Perren, St., Ganz, R., Rüter, A.:

- 1975 "Oberflächliche Knochenresorptionen um Implantate".
Med. Orthop. Technology 95, 6-10 (1975)

Potma, T.:

- 1968 "Dehnungsmeßstreifen-Meßtechnik".

Philips Fachbücher, Deutsche Philips GmbH, Hamburg
(1968)

Reckling, K.A.:

- 1968 "Mechanik I", Grundbegriffe, Kinematik, Statik.
Vieweg, Braunschweig (1968)

Reckling, K.A.:

- 1969 "Mechanik II", Festigkeitslehre.
Vieweg, Braunschweig (1969)

Röhrle, H., Scholten, R., Sollbach, W., Ritter, G., Grünert, A.:

- 1977 "Der Kraftfluß bei Endoprothesen".
Arch. orthop. Unfall-Chir. 89, 49-60 (1977)

Rohlmann, A.:

- 1981a "Rechnerische und experimentelle Spannungsanalyse am Femur".
Dissertation im Fachbereich Bergbau und Geowissenschaften der TU Berlin (1981)

Rohlmann, A., Mößner, U., Bergmann, G., Kölbel, R.:

1981b "Ergebnisse der Spannungsanalyse nach Hüftgelenkersatz".

Sonderdruck Z. f. Ortho. und ihre Grenzgebiete,
Band 119, 768-770 (1981)

Rohlmann, A., Mößner, U., Bergmann, G., Hees, G., Kölbel, R.:

1983 "Die Beanspruchung des Femur nach Hüftgelenkersatz".

Sonderdruck Z. f. Ortho. und ihre Grenzgebiete,
Band 121, 47-57 (1983)

Rohlmann, A.:

1983a "Experimentelle Dehnungsanalyse am gesunden und endoprothetisch versorgten Oberschenkelknochen".

VDI-Berichte Nr. 480 (1983)

Ruckelshausen, M.C.:

1973 "Technische Entwicklung der Hüftendoprothese".

In: "Der totale Hüftgelenkersatz". Hrsgb. Cotta, H.,
Schulitz, K.P., Thieme, Stuttgart (1973)

Salzer, M., Knahr, K., Locke, H., Stärk, N.:

1978 "Cement-free bioceramic double-cup endoprostheses of the hip".

Clin. Orthop. 134, 80-86 (1978)

Schneider, R.:

1982 "Die Totalprothese der Hüfte".

Aktuelle Probleme in Chir. und Orthop., Bd 24,
Huber, Bern, Stuttgart, Wien (1982)

Scholten, R.:

1975 "Über die Berechnung der mechanischen Beanspruchung in Knochenstrukturen mittels für den Flugzeugbau entwickelter Rechenverfahren".

Sonderdruck Med.-Orthop. Technik, Heft 6/75, 130-138
(1975)

Smith-Petersen, M.N.:

1948 "Evolution of the mould arthroplasty of the hip joint".

J. Bone Jt. Surg. 30B, 59 (1948)

Stauffer, R.N.:

1982 "Ten-Year Follow-up Study of Total Hip Replacement".

J. of Bone and Joint Surg., Vol. 64-A, No. 7 (1982)

Stüwe, H.P.:

1969 "Einführung in die Werkstoffkunde".

Bibliographisches Institut, Mannheim, Wien, Zürich
(1969)

Swanson, S.A.V., Freeman, M.A.R.:

1979 "Die wissenschaftliche Grundlage des Gelenkersatzes".

Übersetzt v. Krahle, H. und Roesler, H.,
Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1979)

Szabó, I.:

1966 "Einführung in die Technische Mechanik".

Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1966)

Ungethüm, M.:

1978 "Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft-
und Kniealloarthroplastik".

Aktuelle Probleme in Chir. und Orthop., Bd. 9,
1. Aufl., Huber, Bern, Stuttgart, Wien (1978)

Ungethüm, M.:

1980 "Ursachen von Prothesenschaftbrüchen und Möglichkeiten
zu deren Vermeidung".

Z. Biomediz., Technik, 25, Heft 4 (1980)

Voorhoeve, A.:

1980 "Austauschoperationen von Hüftgelenksendoprothesen
unter Verwendung von Knochenzement-Metallkonstruktionen".

chir. praxis 27, 275-290 (1980)

Voorhoeve, A., Kranz, C., Weil, E.:

1981 "Die Verwendung von Femurtrichternetzen bei der Total-
endoprothese des Hüftgelenkes".

chir. praxis 28, 489-508 (1981)

Voss, H., Herrlinger, R.:

1975 "Taschenbuch der Anatomie", Bd. 1, Einführung in die
Anatomie, Bewegungsapparat

15. Aufl., Fischer Stuttgart (1975)

Willert, H.-G., Semlitsch, M.:

- 1980 "Zur Morphologie der Knochenreaktion auf Gelenkimplantate und deren Verschleißprodukte".

Grenzschichtprobleme der Verankerung von Implantaten unter besonderer Berücksichtigung von Endoprothesen, Ergebnisse praxisbezogener Grundlagenforschung, 2. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie, 15., 16. Febr. 1980

Hrsgb. Jäger, M., Hackenbroch, M.H., Refior, H.J. Sonderdruck Thieme, Stuttgart, New York (1980)

Wolff, J.:

- 1892 "Das Gesetz der Transformation der Knochen".

Berlin (1892)

Wood, R., Valliappan, S., Svensson, N.L.:

- 1975 "Stress analysis of human femur".

Uniciv Report No. R-130 March, 1975,
University of New South Wales,
Kensington, N.S.W., Australia 2033 (1975)

Wroblewski, B.M.:

- 1982 "Fractured Stem In Total Hip Replacement".

Acta orthop. scand. 53, 279-284 (1982)

Zetkin und Schaldach:

- 1974 "Wörterbuch der Medizin".

Hrsgb. Schaldach, H., 5. Aufl., Thieme, Stuttgart (1974)

ANHANG

ERKLÄRUNG DER WICHTIGSTEN FORMELZEICHEN, ABKÜRZUNGEN
UND FACHAUSDRÜCKE

Anmerkung: Aufgeführt sind überwiegend die im Text mehrfach
erwähnten Formelzeichen.

Technischer/Biomechanischer Bereich

A	Fläche bzw. Flächenelement
a	horizontaler Abstand zwischen Hüftkopfmittelpunkt Z und Ansatzpunkt T der Abduktoren M
Axialdehnung/ -spannung	Dehnung/Spannung der Femuroberfläche in Femurschaftrichtung
d_5	Hebelarm des um das Standbeingewicht reduzierte Körpergewicht G_5 (in S_5 vereinigt) bezüglich des Hüftkopfmittelpunktes Z
DMS	Dehnungsmeßstreifen
E	Elastizitätsmodul (E-Modul), (Abschn. 2.3)
F	Kraft
FEM	Finite-Element-Methode (Abschn. 3.1.1)
G_5	um das Standbeingewicht reduzierte Körpergewicht (in S_5 vereinigt)
h	Hebelarm der Abduktoren M bezüglich des Hüftkopfmittelpunktes Z
isotrop	nach allen Richtungen gleiche physikalische Eigenschaften habend
K	K-Faktor, Kenngröße für DMS (Gl. 4.1)
KG	Körpergewicht
K_i	Kanäle i (i = 1 bis 4) des 4-Kanal-Träger-Frequenz-Meßverstärkers
M	Biegemoment (Gl. 2.9)
M	resultierende Muskelkraft der Abduktoren (Gl. 3.1)
R	elektrischer Widerstand (Gl. 4.1)
R	Hüftgelenksresultierende (Abb. 3.1)
S_5	Schwerpunkt des um das Standbeingewicht reduzierte Körpergewicht

T	Ansatzpunkt der Abduktoren M
U_a	Ausgangsspannung der Wheatstone'schen Brücke (Gl. 4.4)
U_e	Eingangs- oder Speisespannung der Wheatstone'schen Brücke (Gl. 4.4)
Umfangsdehnung/ spannung	Dehnung/Spannung der Femuroberfläche in Umfangsrichtung (senkrecht zur Schaftachse, tangential)
Z	Hüftkopfmittelpunkt
$\alpha_{1,2}$	Winkel der Hauptdehnungen ϵ_{H1} und ϵ_{H2} bzw. -spannungen σ_1 und σ_2 zur Meßgitterrichtung des DMS 1 (Gl. 4.3)
δ	Winkel der Femurschaftachse zur Vertikalen in der Frontalebene
ϵ	Dehnung ($\epsilon > 0$: Zug, $\epsilon < 0$: Druck), (Gl. 2.5)
$\epsilon_{H1,2}$	Hauptdehnungen ϵ_{H1} und ϵ_{H2}
$\epsilon_{H1,2 \text{ rel}}$	relative Hauptdehnungen, normiert mit der eingeleiteten Kraft F (Gl. 5.9)
ν	Poissonszahl (Querkontraktion), (Abschn. 2.3)
σ	Normalspannung ($\sigma > 0$: Zug, $\sigma < 0$: Druck), (Gl. 2.2)
$\sigma_{1,2}$	Hauptspannungen σ_1 und σ_2 (Gl. 5.11)
$\sigma_{1,2 \text{ rel}}$	relative Hauptspannungen normiert mit der eingeleiteten Kraft F (Gl. 5.12)
φ	Winkel zur Vertikalen, unter dem die Hüftgelenksresultierende R in der Frontalebene angreift (Abb. 3.1)
γ	Neigungswinkel der Abduktoren M gegenüber der Vertikalen in der Frontalebene

Medizinischer Bereich

Definitionen teilweise nach ZETKIN und SCHALDACH (1974)

Abduktoren	Muskeln, die eine Extremität von der Medianebene des Körpers wegführen
Acetabulum	Gelenkpfanne für den Femurkopf
Alloarthroplastik	operative Bildung eines neuen Gelenkes unter Verwendung körperfremden, leblosen Materials
Arthrose	degeneratives Gelenk- und Knorpelleiden
Atrophie	Verkleinerung eines Organs oder Organ- teiles
Calcar femorale	klinische Bezeichnung für medialen proximalen Femuranteil im Bereich des Trochanter minor
caudal	schwanzwärts bzw. nach dem Steiß zu gelegen
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel, Oberschenkelhals-Schaft-Winkel
distal	weiter vom Rumpf entfernt liegend
Dystrophie	von der Norm abweichender Ernährungs- (Stoffwechsel-) Zustand eines Gewebes, Organs oder Gliedes
Endoprothetik	in den Körper eingebrachtes, künstlich geschaffenes Ersatzstück
Femur	Oberschenkelknochen
FTN	Femur-Trichter-Netz
Fraktur	Knochenbruch, vollständige Zusammen- hangstrennung eines Knochens, ebenfalls verwendet für Knochenzementbruch
Frontalebene	parallel zur Stirn verlaufende Ebenen
HEP	Hüftendoprothese
Implantation	Einpflanzung
Kompakta	feste Rindenzone des Lamellenknochens
Kondylus	Gelenkfortsatz
Kortikalis	s. Kompakta
Koxa	Hüfte
koxal	zur Hüfte gehörig
Koxarthrose	Arthrose des Hüftgelenks

lateral	seitlich, seitwärts
medial	nach der Mittelebene des Körpers zu gelegen
Medianebene	die durch die Mitte des Körpers gelegte Sagittalebene, die den Körper in sym- metrische Hälften teilt
Nekrose	örtlicher, während des Lebens des Ge- samtorganismus eintretender Tod von Zellen, Geweben oder Organen
Osteolyse	Zerstörung von Knochengewebe
Osteotomie	operative Durchtrennung eines Knochens
PMMA	Polymethylmethacrylat (Knochenzement)
proximal	näher zum Rumpf gelegen
Sagittalebene	alle parallel zur Medianebene gelegten Ebenen
Schenkelhals	Zwischenstück zwischen Gelenkkopf und Schaft des Oberschenkelknochens
Spongiosa	innere, poröse, schwammartige Masse der Knochen (Knochenbälkchen)
TEP	Totalendoprothese
Tractus iliotibialis	sehnenartig verstärkter Streifen der Oberschenkelfaszie, der vom Darmbein bis zum Schienbein reicht
Trochanter	Rollhügel, Knochenfortsatz am Ober- schenkelknochen
T.major	größerer nach außen gelegener Rollhügel
T.minor	kleinerer nach innen gelegener Rollhügel
Varusposition	Verkleinerung des Schenkelhalswinkels

TABELLARISCHER LEBENS LAUF

Name	Viktor Hilgendorff
Geburtsdatum/ -ort	24.9.1949 in Berlin
Familienstand	ledig
Beruf	Ingenieur und Arzt
Anschrift	Geisbergstraße 11, 1000 Berlin 30

Schulbildung

1956 bis 1962	15. Grundschule Berlin-Steglitz
1962 bis 1971	Tannenberg-Gymnasium Berlin-Steglitz

Abschluß: Abitur

Hochschulausbildung

1971 bis 1978	Maschinenbau mit Studienschwerpunkt Feinwerktechnik/Biomedizinische Technik
Abschluß/Note:	Technische Universität Berlin
Diplom-Ingenieur/ sehr gut	Diplom-Arbeit am Institut für Bio- medizinische Technik der Technischen Universität Berlin (Prof. Boenick, Prof. Affeld) in Verbindung mit der Experimentellen Chirurgie des Klinikums Charlottenburg der Freien Universität Berlin (Prof. Bücherl) Thema: "Optimierung einer künstlichen Herzklappe unter strömungstechnischen Gesichtspunkten"
1977 bis 1983	Humanmedizin
Abschluß: Arzt	Freie Universität Berlin

Praktische Tätigkeiten
sowie Mitarbeit in
Forschung und Lehre

Industriepraktikum

1971	Fa. Eternit AG, Berlin-Rudow
(6 Mon.)	Fa. Schoening, Eisengießerei, Berlin-Reinickendorf

Tutor

1976 bis 1977	Institut für Fördertechnik und Getriebetechnik der Technischen Universität Berlin (Prof. Wünsch) Thema: "Experimentelle Spannungs- analyse an Brückenkränen mittels Dehnungsmeßstreifentechnik"
---------------	--

Mitarbeiter

1975 bis 1982	Experimentelle Chirurgie des Klinikums Charlottenburg der Freien Universität Berlin (Prof. Bücherl) Projekt: "Kreislaufunterstützungs- und Ersatzsysteme" (Künstliches Herz und Bypassysteme)
---------------	--

Tutor

1979 bis 1982	Institut für Physiologie der Freien Universität Berlin Themen: - Säure/Basen-Haushalt (Prof. Schott, Prof. Schuchardt) - Neurovegetative Regulation (Prof. Koepchen, Prof. Langhorst) - Herz und Kreislauf (Prof. Zerbst)
---------------	--

Famulatur

- 1979 bis 1981 (6 Mon.)
- Innere Medizin: Krankenanstalt des III. Ordens, München Nymphenburg (Prof. Böhm)
 - Orthopädie: Orthopädische Klinik der Hessing-Stiftung, Augsburg (Prof. Mohing)
 - Gynäkologie und Geburtshilfe: The Women's Hospital of the University of Sydney, Australien (Prof. Llewellyn-Jones)
 - Allgemeinmedizin: Praxis Dr. Smith/ Dr. Reitberger/Dr. Stanton, Sydney, Australien

Praktisches Jahr

- 1982 bis 1983
- Chirurgie: Krankenhaus Spandau, Berlin (Prof. Dreßler)
 - Innere Medizin: Wenckebach-Krankenhaus, Berlin-Tempelhof (Dr. Semler)
 - Orthopädie: Orthopädische Klinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin im Oskar-Helene-Heim (Prof. Friedebold)

Assistenzarzt

- seit 1983
- Chirurgie: Krankenhaus Spandau, Lynarstr., Berlin (Prof. Dreßler)

